

Tesis de Maestría

Estudio de factibilidad del uso del centellador ZnSe(Te) como detector para dosimetría por fibra óptica

Ramírez Arbeláez, Lina Marcela

2011

Tesis presentada para obtener el grado de Magíster de la
Universidad de Buenos Aires en Física Médica de la
Universidad de Buenos Aires

Este documento forma parte de la colección de tesis doctorales y de maestría de la Biblioteca Central Dr. Luis Federico Leloir, disponible en digital.bl.fcen.uba.ar. Su utilización debe ser acompañada por la cita bibliográfica con reconocimiento de la fuente.

This document is part of the Master's and Doctoral Theses Collection of the Central Library Dr. Luis Federico Leloir, available in digital.bl.fcen.uba.ar. It should be used accompanied by the corresponding citation acknowledging the source.

Cita tipo APA:

Ramírez Arbeláez, Lina Marcela. (2011). Estudio de factibilidad del uso del centellador ZnSe(Te) como detector para dosimetría por fibra óptica. Facultad de Ciencias Exactas y Naturales. Universidad de Buenos Aires. http://hdl.handle.net/20.500.12110/tesis_n4991_RamirezArbelaez

Cita tipo Chicago:

Ramírez Arbeláez, Lina Marcela. "Estudio de factibilidad del uso del centellador ZnSe(Te) como detector para dosimetría por fibra óptica". Tesis de Magíster. Facultad de Ciencias Exactas y Naturales. Universidad de Buenos Aires. 2011.
http://hdl.handle.net/20.500.12110/tesis_n4991_RamirezArbelaez

EXACTAS UBA

Facultad de Ciencias Exactas y Naturales



UBA

Universidad de Buenos Aires

BIBLIOTECA CENTRAL
FACULTAD DE CIENCIAS EXACTAS
Y NATURALES / UBA

Estudio de Factibilidad del uso del centellador ZnSe(Te) como detector para dosimetría por fibra óptica

Tesis presentada a la Facultad de Ciencias Exactas y Naturales de la Universidad de Buenos Aires para obtener el título de Magíster en Física Médica.

Lina Marcela Ramírez Arbeláez

Director: Dr. Martín A. Santiago

Co-Directora: Lic. Diana B. Feld

8 1 5 0 3 7

Facultad de Ciencia Exactas y Naturales
Universidad de Buenos Aires

Dedicatoria

A mi esposo, mis padres y mis abuelos, que en estos años de sacrificio me han hecho sentir su amor y su apoyo a cada instante.

"Remembering that you are going to die is the best way I know to avoid the trap of thinking you have something to lose. You are already naked. There is no reason not to follow your heart." Steve Jobs

TABLA DE CONTENIDO

LISTA DE ACRÓNIMOS	6
1. MOTIVACIÓN.....	7
2. MARCO TEÓRICO	11
2.1 Radioterapia.....	11
2.2 Dosimetría por Fibra Óptica	14
2.3 Fibra Óptica.....	16
2.4 Efecto Stem.....	19
2.5 Objetivos del trabajo.....	23
3. MATERIALES E INSTRUMENTACIÓN.....	25
3.1 Centellador.....	25
3.2 Construcción de la punta dosimétrica.....	27
3.2 Mediciones en laboratorio	30
3.2.1 Arreglo experimental oblicuo (Sistema de Medición #1)	32
3.2.2 Arreglo experimental axial (Sistema de Medición #2)	33
3.2.3 Descomposición espectral de la RL del ZnSe(Te).....	34
3.3 Sistema dosimétrico de DFO. Mediciones in-situ	35
4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN	37
4.1 Mediciones en laboratorio	37
4.1.1 Mediciones de Caracterización del material centellador	37
4.1.1.1 Caracterización de la curva RL del ZnSe(Te)	37
4.1.1.3 Variabilidad de la respuesta RL entre muestras.....	39
4.1.1.4 Espectro de emisión del ZnSe(Te).....	40

4.1.2 Respuesta de la punta dosimétrica bajo irradiación con electrones (Sr-90)	41
4.1.2.1 Influencia del proceso de pegado en la forma e intensidad de la señal RL	41
4.1.2.2 Intensidad de la señal RL con interrupciones	42
4.1.2.3 Medición con filtros	43
4.1.2.3.1 Filtro 570 nm	44
4.1.2.3.2 Filtro 610 nm	45
4.2 Mediciones in-situ en equipos de Radioterapia	47
4.2.1 Mediciones en Co-60	47
4.2.1.1 Respuesta RL de la FO dummy y de la punta dosimétrica usando filtros	47
4.2.1.1.1 Filtro 570 nm	48
4.2.1.1.2 Filtro 610 nm	49
4.2.1.2 Espectros de emisión in-situ	50
4.2.1.2.1 FO dummy	50
4.2.1.2.2 Punta dosimétrica. Influencia de los filtros pasa-alto	51
4.2.1.3 Respuesta RL con interrupciones a diferentes tasas de dosis	53
4.2.1.3.1 Tasa de dosis de referencia	54
4.2.1.3.2 Tasa de dosis superior a la de referencia	55
4.2.1.4 Linealidad con la dosis	57
4.2.1.5 Área inicial de la señal RL a diferentes tasas de dosis	58
4.2.1.6 Perfil de Campo	60
4.2.1.7 Mediciones de rendimiento en profundidad	61
4.2.1.7.1 Tamaño de campo 10 x 10 cm ² y DFS 80 cm	61
4.2.1.7.2 Tamaño de campo 10 x 10 cm ² y DFS 80 cm a menor tasa de dosis	62
4.2.1.7.3 Tamaño de campo 5 x 5 cm ² y DFS 80 cm a menor tasa de dosis	63

4.2.1.7.4 Tamaño de campo 5 x 5 cm ² y DFS 80 cm a mayor tasa de dosis	64
4.2.1.7.5 Tamaño de campo 4 x 4 cm ² y DFS de 64 cm	65
4.2.2 Mediciones en el ALE.....	66
4.2.2.1 Rendimiento en profundidad en ALE – 6 MV	66
4.2.2.1.1 Tamaño de campo 10 x 10 cm ²	66
4.2.2.1.2 Tamaño de campo 5 x 5 cm ²	67
4.2.2.2 Rendimiento en profundidad en ALE – 15 MV	67
4.2.2.2.1 Tamaño de campo 10 x 10 cm ²	68
4.2.2.2.2 Tamaño de campo 5 x 5 cm ²	69
6. CONCLUSIONES.....	73
7. TRABAJOS FUTUROS.....	74
8. BIBLIOGRAFÍA.....	75
10. AGRADECIMIENTOS.....	81

LISTA DE ACRÓNIMOS

AAPM	American Association of Physicists in Medicine
ALE	Acelerador Lineal de Electrones
AN	Apertura Numérica
ARN	Autoridad Regulatoria Nuclear
CCD	Charge-coupled device
DFd	Distancia Fuente Dosímetro
DFO	Dosimetría por Fibra Óptica
DFS	Distancia Fuente Superficie
FO	Fibra Óptica
IMRT	Intensity Modulated Radiotherapy
LED	Light Emission Diode
LSCD	Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica
MOSFET	Metal-Oxide Semiconductor Field Effect Transistor
OSL	Optically Stimulated Luminescence
PC	Personal Computer
PDD	Percentage Depth Dose
PMMA	Polimetilmetacrilato
PMT	Photomultiplier Tube
RL	Radioluminiscencia
TLD	Thermoluminescent Dosimeter
UV	Ultravioleta
Z	Número Atómico
Z _{ef}	Número Atómico Efectivo

1. MOTIVACIÓN

La radioterapia es una técnica de tratamiento, principalmente del cáncer, que ha avanzado y se ha complejizado significativamente en los últimos años. Algunas de las técnicas más recientes, como Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT, por sus siglas en inglés), Radiocirugía y Tomoterapia, depositan energía en los tejidos con altas tasas de dosis, altos gradientes y en campos de irradiación pequeños. Este tipo de terapias requieren la disponibilidad de dosímetros igualmente avanzados que permitan verificar tanto los equipos como los tratamientos.

Cada nueva técnica desarrollada y cada nuevo equipo traen consigo nuevas posibilidades de tener mejores resultados en los tratamientos, pero al mismo tiempo implican nuevas exigencias, nuevos retos y nuevas necesidades en el área de la dosimetría, haciendo necesario que a su par se desarrollen o mejoren sistemas dosimétricos que permitan trabajar con la exactitud y precisión que se sabe son indispensables en esta área. De hecho, se ha encontrado evidencia procedente de datos clínicos que una diferencia entre la dosis entregada y la dosis prescrita tan pequeña como un 5% puede llevar al empeoramiento o la mejora del control tumoral así como a una alteración del riesgo de morbilidad (ICRU, 1999).

Son muchos los sistemas dosimétricos que existen actualmente para radioterapia, algunos con mejores características que otros para las diversas necesidades existentes como: dosimetría in-vivo, control de calidad y dosimetría personal, donde siempre tenemos una relación de compromiso al elegir uno.

En dosimetría de campos pequeños, no siempre se logra establecer un equilibrio electrónico lateral, por tanto el tamaño del detector para medir la dosis absorbida en el centro del haz debe ser considerablemente menor que el campo de irradiación; Chen et al. (Chen, 2009), usando el método de simulación Monte Carlo, encontraron que para un haz de 6 MV se requiere como mínimo que el haz tenga un diámetro de 2 cm para que se establezca el equilibrio electrónico lateral. En estos casos, la resolución espacial del sistema dosimétrico es determinante para lograr una medición confiable.

La dosimetría in-vivo es la recomendación por excelencia para procedimientos de alta complejidad como los antes mencionados. La exactitud en la dosis entregada al paciente puede verse afectada por múltiples fuentes de error, errores por el

movimiento interno de los órganos del paciente, por la transferencia incorrecta de los datos al planificador, en la configuración del equipo, por modificadores del haz, en el posicionamiento del paciente, entre otros. Varios de estos errores pueden verificarse en última instancia con la dosimetría in-vivo (Essers, 1999), haciendo que esta técnica tenga un rol crucial en el aseguramiento en la calidad de la radioterapia (Nitzling, 2010).

Los sistemas de dosimetría más usados actualmente para dosimetría in-vivo son los dosímetros termoluminiscentes (TLDs, por sus siglas en inglés), los diodos de silicio y los transistores de efecto de campo de semiconductor de óxido metálico (MOSFETs, por sus siglas en inglés) (Nitzling, 2010). Los TLD son pequeños, tienen alta sensibilidad y no requieren cables de conexión; pero como desventajas no tienen una respuesta en tiempo real y deben calibrarse antes de cada uso, siendo éste y la necesidad de una lectura posterior procedimientos de alto consumo de tiempo (Aznar, 2005). Los diodos tienen la ventaja de ser pequeños y tener respuesta en tiempo real, pero tienen conexiones eléctricas polarizadas y deben corregirse por dirección, tasa de dosis, dosis por pulso, temperatura y tamaño de campo (AAPM, 2005); además, requieren una caperuza abultada para compensar su dependencia con la energía (Nitzling, 2010). Por último, los MOSFET son pequeños, tienen respuesta en tiempo real y guardan permanentemente la información sobre la dosis, pero tienen corta vida útil, su respuesta parece depender de la energía y la dirección de irradiación, y pueden requerir frecuente recalibración (Cheung, 2009).

Al enumerar las desventajas que tienen los actuales sistemas dosimétricos para dosimetría in-vivo en radioterapia, es evidente que en esta área muchas de sus necesidades aun no están totalmente cubiertas, y abren un espacio para nuevos sistemas dosimétricos que se están desarrollando a nivel experimental, como lo es la dosimetría por fibra óptica (DFO). Esta técnica se basa en el uso de centelladores, que son materiales que emiten luz mientras son irradiados, y su señal se transmite al instrumento de detección a través de una fibra óptica (FO).

La pequeñez de los detectores utilizados en esta técnica (del orden del mm^3), la ausencia de conexiones eléctricas, la respuesta en tiempo real y la robustez del sistema convierten a la DFO en una técnica promisoría para ser incorporada de manera complementaria en la rutina clínica.

Cada una de estas características le otorga un valor agregado al sistema de DFO. La pequeñez del detector se traduce en buena resolución espacial, que es una cualidad indispensable para medir con adecuada exactitud dentro de campos con

altos gradientes de dosis y tamaño pequeño, que son los casos típicos de IMRT, radiocirugía y Tomoterapia. La ausencia de conexiones eléctricas es importante para la dosimetría in-vivo ya que el riesgo que estas implican dificulta la implementación de la dosimetría sobre pacientes debido a las regulaciones existentes. La respuesta en tiempo real es deseable, especialmente para dosimetría in-vivo, porque permite detectar errores en la dosis impartida durante el tratamiento, haciendo que puedan corregirse a tiempo y minimizando las consecuencias para el paciente, lo que puede ser vital en procedimientos como radiocirugía, donde se dan muy altas dosis en una o muy pocas fracciones de tratamiento. Por último, un sistema dosimétrico mecánicamente robusto permite su uso cotidiano con menor riesgo de daño, desgaste y mayor vida útil, mejorando la relación costo/beneficio.

Actualmente, dos tipos de centelladores han sido los más investigados en el marco de la técnica DFO: los centelladores plásticos y el óxido de aluminio dopado con carbono ($\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$). Uno de los motivos para la intensa investigación de estos materiales es su disponibilidad comercial. A pesar de esta ventaja, ambos presentan el inconveniente de que su emisión de centelleo es importante en la región del azul o el verde del espectro visible. En este rango espectral aparece una emisión luminiscente espuria, denominada efecto stem, que se origina por la interacción de la radiación con la FO. El efecto stem se suma a la señal del centellador y perjudica la exactitud de la medición.

La principal causa del efecto stem es la radiación Cherenkov, que es la luminiscencia emitida por electrones energéticos cuando se desaceleran al penetrar en la FO. El efecto stem es más intenso en la región del azul y en las longitudes de onda cortas, y es menos intenso en la región del rojo. El efecto stem se suma a la señal del detector pero no aporta información dosimétrica afectando la exactitud del detector, y es deseable removerlo.

Para dar solución al problema del efecto stem el método más sencillo y económico es el filtrado óptico. En éste no se requieren instrumentos complejos sino el uso de filtros de vidrio coloreado que se ubican a la entrada del fotodetector. Los filtros permiten el paso sólo de las longitudes de onda deseadas y elimina las no deseadas. Para que el método resulte eficiente se requiere que el centellador utilizado emita en la región de rojo, donde la contribución del efecto stem es poco importante.

En el presente estudio se evalúan las características del Selenuro de Zinc dopado con Telurio (ZnSe:Te) desde el punto de vista de detector de DFO. El ZnSe:Te es

un material centellador que tiene como principal propiedad emitir en la región del espectro del rojo, la cual fue una motivación muy importante para este trabajo, por todo lo anteriormente mencionado. Por otro lado, su intensidad de emisión, su disponibilidad en el mercado en una geometría adecuada, su resistencia y no ser higroscópico fueron cualidades adicionales por las que se eligió este material, a pesar de su principal desventaja: no ser tejido equivalente (número atómico efectivo 33). El sistema dosimétrico en su totalidad se implementó buscando aprovechar el rango espectral de emisión del material. Así, la FO y el fotodetector utilizados también tienen buena eficiencia de funcionamiento en la región roja del espectro. Con esto y la ayuda del filtrado óptico se espera reducir a niveles aceptables el efecto stem y evaluar la factibilidad del sistema dosimétrico para ser usado en radioterapia.

2. MARCO TEÓRICO

2.1 Radioterapia

La radioterapia es una modalidad clínica relacionada con el uso de radiación ionizante en el tratamiento de pacientes con enfermedades neoplásicas (y ocasionalmente con enfermedades benignas). El propósito de la terapia radiante es entregar una dosis de radiación precisa a un volumen de tumor definido con el menor daño posible a los tejidos sanos circundantes (Halperin, 2008).

La dosis es la energía media (ϵ) impartida por la radiación ionizante a una masa (m) de materia en un volumen finito (Podgorsak, 2005). Las dosis entregadas en los tratamientos de radioterapia son las más altas dentro de los usos de la radiación ionizante en medicina, si éstas se dieran en una sola sesión serían letales para el paciente. De ahí la necesidad de mantener una precisión del 5% de la dosis entregada frente a la dosis prescrita.

Los tratamientos en radioterapia se clasifican en dos grandes categorías: Teleterapia y Braquiterapia. En teleterapia la fuente de radiación está a cierta distancia del paciente y del tejido a tratar, y en braquiterapia la fuente se localiza en contacto directo con el tejido a tratar (Podgorsak, 2005).

En teleterapia los haces pueden ser de fotones, electrones, protones, neutrones o iones pesados, siendo los fotones los más utilizados en la actualidad (Podgorsak, 2005). Los haces de fotones se pueden originar en una fuente radiactiva o al bombardear con electrones un blanco; ambos tipos de haces se usan actualmente en radioterapia.

En un equipo de radioterapia, después de producirse el haz, se define su forma mediante colimadores, los más comunes pueden formar campos cuadrados y rectangulares. Algunos equipos más modernos tienen un grupo de colimadores, colimadores multilámina, que son los utilizados en técnicas como IMRT; éstos poseen varios pares de pequeñas láminas (un modelo típico puede traer 80 o 120 pares) que se mueven con motores independientes y permiten conformar campos de geometrías complejas (Podgorsak, 2005).

Cuando el haz primario se encuentra en aire, no se atenúa de manera significativa dado la baja densidad de este medio; pero cuando el haz interacciona con un medio como el agua o el tejido se producen fenómenos de atenuación y dispersión que cambian sus características (Podgorsak, 2005). Esto sucede porque parte de la energía del haz primario es absorbida por el medio a través de ionizaciones y excitaciones de sus electrones. La dosis absorbida por el medio debido a la energía impartida por el haz es la esencia de la radioterapia, y depende de factores tales como el tipo de partícula, la energía del haz, y la configuración del tratamiento. Ver figura 1.

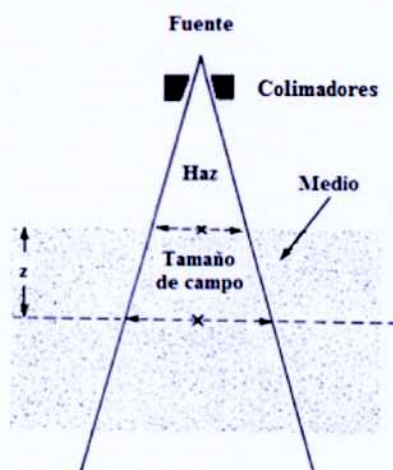


Figura 1. Esquema de haz de radiación que interacciona con un medio (Khan, 2003).

En la interacción de un haz de fotones con el medio (que en el caso de radioterapia es tejido) se pueden producir tres fenómenos, siendo su probabilidad de ocurrencia dependiente de la energía del haz y del Z (número atómico) del medio: el efecto fotoeléctrico, el efecto Compton y la producción de pares (este último se produce si se supera la energía umbral del haz de 1,022 MeV). El efecto predominante para las energías típicas en radioterapia es el efecto Compton, en el que se producen un electrón ionizado y un fotón dispersado. Las energías de este electrón y este fotón son altamente dependientes de la energía del haz; de modo que a mayor energía del haz, es mayor la energía que se lleva el electrón y menor la que se lleva el fotón (Johns, 1983).

De esta forma, en el tejido el haz va a tener dos componentes, una debida al haz primario y otra debida a la radiación secundaria (fotones dispersados). La radiación secundaria va a depender además de la energía del haz, del tamaño de campo de irradiación y de la profundidad a la cual se mide la dosis. La dosis total

absorbida en un punto del medio va a depender, ya no solamente del haz primario, sino también de la radiación secundaria que se ha generado en otras regiones del medio (Khan, 2003).

La distribución de la dosis en profundidad en el tejido va a tener varias regiones importantes (ver figura 2):

1. Región de acumulación o *build up*: Esta depende del rango de los electrones ionizados; se denomina “de acumulación” porque hay un efecto de aumento de dosis, dado que las interacciones de los fotones con el medio generan cada vez más electrones en movimiento que son los causantes de la absorción de la energía en el medio, pero la mayoría de estos electrones no depositan toda su energía en esta región, de forma tal que no hay un equilibrio entre la energía que se transfiere al electrón en la interacción y la que se absorbe (Johns, 1983).
2. Región de dosis máxima: La profundidad de esta región en el medio depende de la energía del haz y del tamaño del campo (este último más influyente en campos grandes). En esta región se encuentra el punto de equilibrio entre la energía que se transfiere a los electrones ionizados y la que se absorbe en el medio (Johns, 1983).
3. Región de atenuación: Después de la dosis máxima se presenta un equilibrio transiente, donde empieza a influir cada vez más la atenuación del haz al aumentar la profundidad en el medio, de forma que cada vez se ionizan menos electrones y se va disminuyendo tanto la energía transferida como la dosis absorbida en el medio (Johns, 1983).

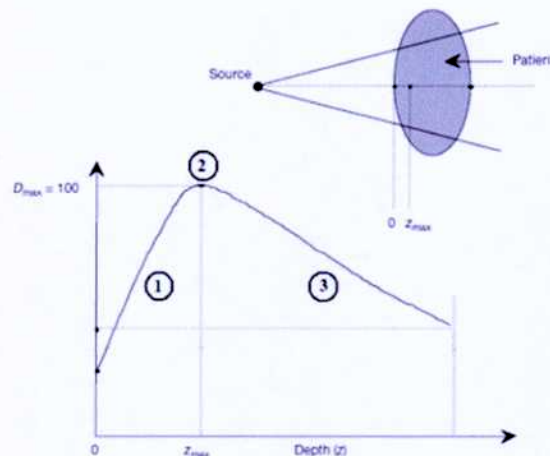


Figura 2. Esquema de distribución de dosis en profundidad en tejido (Podgorsak, 2005).

La interacción del haz de fotones con el medio y la dosis que entrega depende de varios factores como la energía del haz, el tamaño de campo, la distancia entre la fuente y el medio, la profundidad dentro del medio donde se quiera evaluar la dosis, siendo estos los más importantes. Cada uno de estos parámetros se tiene en cuenta para planificar y llevar a cabo los tratamientos en radioterapia.

2.2 Dosimetría por Fibra Óptica

La DFO se basa en la sencilla idea de coleccionar, mediante una FO, la luz emitida por un centellador mientras es irradiado (radioluminiscencia, RL). Si la intensidad de dicha emisión está relacionada de manera unívoca con la tasa de dosis absorbida por el centellador, es posible realizar una determinación dosimétrica.

La aplicación en radioterapia surge inmediatamente si utilizamos FO de longitud adecuada, que permitan medir la intensidad RL mediante un detector de luz ubicado fuera del bunker de irradiación. Por otro lado, el extremo de la FO conteniendo el centellador puede ubicarse en aquel punto donde interese medir la tasa de dosis.

Naturalmente, un sistema para DFO consta del centellador o detector RL; la FO y el fotodetector. Las características de cada uno juegan un rol importante al evaluar el desempeño de un sistema DFO en particular.

El principal problema de la DFO es la luminiscencia espuria producida en la FO por la radiación o efecto stem. Esta contribución se suma a la RL del centellador y perjudica la exactitud de la medición.

Las primeras investigaciones sobre sistemas DFO y su aplicación en radioterapia comenzaron en 1988 (Beddar, 1988). Desde entonces, los reportes abordan el problema de la búsqueda y caracterización de centelladores adecuados para la aplicación y de métodos para la eliminación del efecto stem. Actualmente, cuatro centros de investigación trabajan en el tema de manera sistemática fuera de la Argentina: Universidad de Texas y el M.D. Anderson Cancer Center (Dr. S. Beddar y otros), el Instituto Riso en Dinamarca (Dr. C. Andersen y otros), la Universidad de Sydney y el Hospital Royal Prince Alfred (Dra. N. Suchoweska y otros), y la División de Ciencias Ópticas del Laboratorio de Investigación de la Naval en USA y Universidad de Oregon (Dr. B. L. Justus y otros). Por supuesto, otros grupos han realizado aportes en el tema un tanto más esporádicamente.

A continuación, haremos algunas breves consideraciones sobre los centelladores más estudiados hasta el momento para esta aplicación, los tipos de FO y los fenómenos físicos involucrados en su funcionamiento y finalmente, hablaremos sobre el efecto stem y algunos métodos implementados para su mitigación.

2.2.1 Centellador

Un centellador es un material que emite fotones en el espectro de la luz visible cuando interacciona con radiación ionizante.

Se han estudiado diversos materiales centelladores como posibles detectores para un sistema DFO, los más utilizados han sido el óxido de aluminio dopado con Carbono ($\text{Al}_3\text{O}_2\text{:C}$) y centelladores plásticos.

El $\text{Al}_3\text{O}_2\text{:C}$ es comercializado por la compañía Landauer Inc. Tiene como ventajas su disponibilidad comercial en diversas geometrías y buena eficiencia en su emisión RL; como desventajas tiene su espectro de emisión RL que tiene su máximo en 430 nm el cual se solapa con la emisión del efecto stem de la FO, también tiene dependencia con la dosis acumulada, un afterglow que merece correcciones y no es tejido equivalente (Molina, 2010). A pesar de estos inconvenientes, se han implementado diversos sistemas dosimétricos basados en este compuesto, por ejemplo, para dosimetría durante exámenes mamográficos (Aznar, 2005)

Los centelladores plásticos tienen una ventaja muy importante y es la de ser tejido-equivalentes. Esto evita diversas correcciones para el cálculo de la dosis a partir del sistema dosimétrico (Beddar, 1992), y pueden encontrarse con emisiones en las regiones del espectro azul, verde y rojo (Chen, 2006). Como desventaja presentan baja eficiencia en la emisión RL y sufren deterioro si son expuestos a altas dosis. Recientemente, se reportó la aplicación clínica de un sistema DFO utilizando este tipo de detectores para dosimetría durante tratamiento de cáncer de cuello de útero (Suchowerska, 2011).

Los cristales inorgánicos se han utilizado como materiales centelladores por años en diversas áreas como medicina nuclear. En los últimos años algunos se han evaluado como detectores en sistemas DFO, como es el caso de fluoruros dopados con Terbio, cuarzo dopado con Cobre, NaI:TI , CsI:TI , SiO_2 dopado con Cerio y GaN. Hasta el momento, no se han reportado aplicaciones clínicas concretas de sistemas para DFO basados en este tipo de centelladores.

2.3 Fibra Óptica

Está compuesta por una región cilíndrica llamada núcleo, y una región externa al núcleo y coaxial a él llamada revestimiento. Su capacidad de transmisión depende de su diseño geométrico y de sus materiales (Rubio, 1994).

2.3.1 Principio Físico:

El índice de refracción de un material es el cociente entre la velocidad de la luz en el vacío y la velocidad de la luz en dicho material; como la velocidad de la luz en un medio es tanto menor cuanto más denso es, el índice de refracción siempre será mayor que 1.

Cuando una onda plana incide en el plano de separación (interfaz) de dos medios dieléctricos con distinto índice de refracción, pueden ocurrir los fenómenos de reflexión y/o de refracción (Rubio, 1994):

2.3.1.1 Reflexión: La onda se desvía hacia el medio del que procede (onda reflejada). La ley de reflexión dice que los ángulos que forman la onda incidente y la reflejada respecto al plano normal de la superficie de separación de los dos medios son iguales. Ver figura 3.

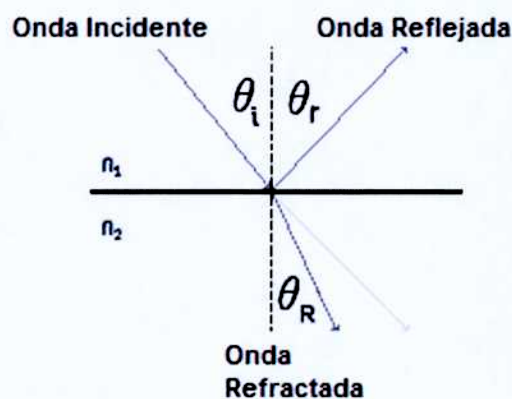


Figura 3. Reflexión y Refracción

2.3.1.2 Refracción: La onda sufre una variación de su trayectoria original y atraviesa el interfaz (onda refractada). La ley de refracción (o Ley de Snell) dice que los índices de refracción de los dos medios están en una relación inversa de los senos de los ángulos que forman con el plano normal de la superficie de separación de los medios (Rubio, 1994):

$$n_1 \text{sen} \theta_i = n_2 \text{sen} \theta_R$$

Ecuación 1

Dado que el ángulo en que se produce la refracción depende de los índices de refracción de ambos medios, si n_1 (núcleo) es menor que n_2 (revestimiento) entonces θ_R es mayor que θ_i y la onda refractada se acerca al plano de separación entre menor sea n_1 sobre n_2 .

Hay un punto límite en el que la onda refractada queda contenida en el plano de separación y con un ángulo superior a este valor límite solo se producirá reflexión de las ondas, a esto se le llama reflexión interna total, ver figura 4. De acuerdo a este principio, siendo el n_1 suficientemente mayor que el n_2 , se logra que la luz se propague; siempre que el patrón del índice de refracción sea constante a lo largo del núcleo, el mismo proceso se repetirá en las reflexiones sucesivas de la onda al propagarse a través de la FO. Si el ángulo θ_R corresponde al del plano de separación de las superficies (es decir, si $\theta_R = 90^\circ$), entonces el ángulo θ_i sería el ángulo límite o crítico (Rubio, 1994).

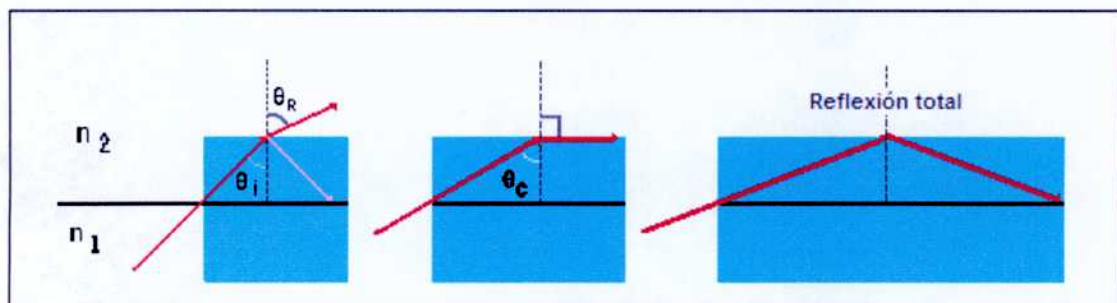


Figura 4. Reflexión Interna Total

Así, el ángulo crítico θ_c de entrada de luz a la FO será el que permita que toda onda que incida desde el exterior, con valor menor o igual que éste, sufra una reflexión interna total, y por tanto sea transmitida (Rubio, 1994). Ver figura 5.

$$\theta_c = \arcsen \frac{n_2}{n_1}$$

Ecuación 2



Figura 5. Propagación de la onda dentro de la Fibra óptica (<http://platea.pntic.mec.es/~lmarti2/fibra.htm>).

2.3.2 Parámetros característicos de las fibras ópticas:

2.3.2.1 Perfil del índice de refracción: define la forma en que varía éste en sentido radial de la FO y siendo la velocidad de la luz en cada punto función de dicho índice, dará lugar a diversas velocidades en diferentes puntos. (Rubio, 1994)

2.3.2.2 Apertura numérica (AN) o índice de aceptación de luz: La energía luminosa que procede del exterior penetra en el núcleo por una sección transversal a su eje, las ondas que van a poder entrar y ser transmitidas están contenidas en un cono cuya generatriz forma un ángulo igual al ángulo crítico (el de reflexión total) con el eje de la FO, pues los que inciden con un ángulo mayor y quedan por fuera del cono serán refractados (Rubio, 1994). El valor de la apertura numérica define el número de modos de propagación en la FO (a mayor AN tendrá un número mayor de modos de propagación), así para lograr un único modo de propagación la AN debe ser muy pequeña y por tanto los índices de refracción del revestimiento y el núcleo deben ser cercanos (Diamant, 1990).

$$AN = \sqrt{n_1^2 - n_2^2}$$

Ecuación 3

2.3.2.3 Atenuación: La intensidad de la luz que se propaga a lo largo de una FO se debilita o atenúa debido a fenómenos de absorción y dispersión. La absorción ocurre cuando se encuentran impurezas en el material, el control de las impurezas puede mantener la atenuación por debajo de 1 dB/km; la dispersión se debe a las imperfecciones en la estructura de la FO dado que en la práctica no puede ser perfectamente uniforme en densidad y geometría; y fluctuaciones en la densidad del material por partículas extrañas de diámetro mucho menor que la longitud de onda de la señal, da lugar a dispersión Rayleigh, esta contribución a la pérdida de señal disminuye al aumentar la longitud de onda. Debido a esto la operación a mayores longitudes de ondas se hace más atractivo, como en las longitudes del rojo e infrarrojo. (Diamant, 1990)

Si se compara la FO plástica versus la de sílica se encuentra que, en general se utilizan FO con núcleo de cuarzo o plásticas en los sistemas de DFO; las plásticas de polimetilmetacrilato (PMMA) tienen ciertas ventajas como mayor resistencia a la radiación y flexibilidad (Molina, 2010), mayor número de apertura, menor costo, no transmiten luz ultravioleta y esto ayuda a atenuar el efecto stem (Chen, 2006). Otra ventaja es que el PMMA es un material con una respuesta a la radiación muy similar al agua, y por tanto al realizar mediciones en ésta se produce una menor perturbación. Por otro lado, se ha encontrado que las FO de PMMA son las que menor luminiscencia espuria emiten al ser irradiadas cuando se comparan con FO de poliestireno y cuarzo (Molina, 2010). Como desventaja la FO plástica tiene mayor pérdida de luz, especialmente para longitudes de onda corta (Chen, 2006).

2.4 Efecto Stem

El efecto stem es la suma de la fluorescencia propia de la FO y del efecto Cherenkov.

2.4.1 Fluorescencia de la FO

Es una emisión isotrópica de luz como respuesta de la FO al ser irradiada; para ésta no se conoce un umbral de energía, se ha encontrado incluso al irradiarla con fotones de 125 keV. La evidencia sugiere que el fenómeno se debe a impurezas que se encuentran en el material de la FO (Clift, 2000).

2.4.2 Efecto Cherenkov

Una partícula cargada irradia energía en el espacio libre sólo si se acelera o desacelera, una partícula cargada en el espacio libre moviéndose a velocidad rectilínea uniforme no pierde su energía cinética en forma de radiación; sin embargo, si se mueve a través de un material transparente dieléctrico, parte de su energía cinética es irradiada en forma de radiación electromagnética si la velocidad de la partícula " v " excede la velocidad de la luz en ese medio en particular (Podgorsak, 2010).

$$v > \frac{c}{n}$$

Ecuación 4

Donde "n" es el índice de refracción de la luz en dicho medio.

La radiación Cherenkov emitida no viene directamente de la partícula cargada; más bien la emisión involucra una gran cantidad de átomos del material dieléctrico que se polarizan debido al rápido movimiento de dicha partícula. Los electrones orbitales de los átomos polarizados son acelerados por los campos de la partícula cargada y emiten radiación coherentemente con la velocidad v (Podgorsak, 2010).

El movimiento de partículas cargadas causa los dipolos eléctricos de las moléculas cercanas que oscilan y emiten luz visible. Si la velocidad de la partícula cargada es menor que la velocidad de la luz en el medio, se genera una interferencia destructiva de los dipolos y no se produce luz; sin embargo, si la velocidad es mayor que la velocidad de la luz en el medio, hay una interferencia constructiva y fotones son emitidos a un ángulo determinado por la trayectoria de la partícula (Archambault, 2006).

La radiación es emitida hacia adelante en la dirección de la partícula y a lo largo de la superficie de un cono centrado en el eje de su trayectoria (Podgorsak, 2010), el ángulo entre la dirección de la partícula y el cono que la envuelve es θ_{cer} :

$$\cos(\theta_{cer}) = \frac{c}{v} = \frac{1}{\beta n}$$

Ecuación 5

Hay una velocidad umbral por debajo de la cual no se produce radiación Cherenkov:

$$v(thr) = \frac{c}{n}$$

Ecuación 6

$$\beta(thr) = \frac{1}{n}$$

Ecuación 7

La velocidad umbral tiene las siguientes propiedades (Podgorsak, 2010):

- Para $v > v(thr)$ la radiación Cherenkov se emite con θ_{cer} .
- Para $v < v(thr)$ no se produce emisión de fotones Cherenkov.

- Esta radiación tiene un espectro continuo que se extiende desde la región del ultravioleta a la del infrarrojo y varía con una magnitud inversamente proporcional al cubo de la longitud de onda ($1/\lambda^3$), por lo tanto es mayor en la región del UV y del azul del espectro visible que en el infrarrojo (Clift, 2000). Ver figura 6.
- Hay un ángulo máximo de emisión en el límite relativista donde $\beta \rightarrow 1$.

$$\theta_{cer(max)} = \arccos\left(\frac{1}{n}\right)$$

Ecuación 8

Así, para electrones relativistas en agua el $\theta_{cer(max)}$ es 41.2° .

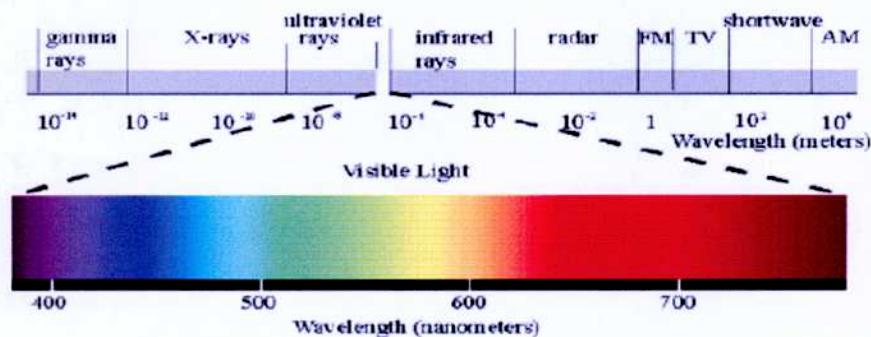


Figura 6. Espectro electromagnético (Nitzling, 2010).

La propagación de la luz generada por el efecto Cherenkov en la FO depende de la geometría de la avalancha de partículas, de la partícula y de las propiedades de la FO; el ángulo de la avalancha con respecto al eje de la fibra y la distancia más corta entre la trayectoria de la partícula y el centro de la sección transversal de la fibra, son importantes para el acoplamiento de la luz Cherenkov dentro de la FO (Goetmann, 2005). Ver figura 7.

La radiación Cherenkov no es útil para propósitos dosimétricos; aunque su intensidad dependa de la dosis recibida por la FO, también depende de la longitud de FO que se encuentra dentro del campo de irradiación y del ángulo con respecto a la radiación incidente, los cuales pueden variar con cada medición. Si éstos últimos dos factores permanecen más o menos constantes entre mediciones, la luz producida por el efecto Cherenkov puede ser proporcional a la dosis absorbida; pero en este caso el efecto Stem reduce la resolución espacial del detector y aun así es necesario removerlo de la señal del centellador (Archambault, 2005).

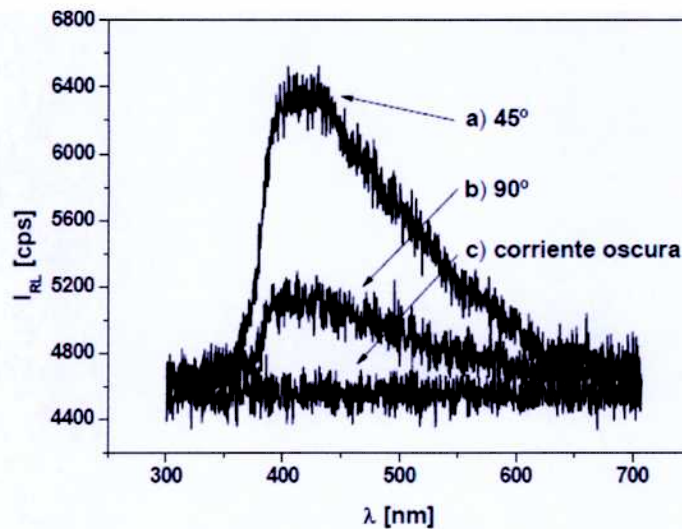


Figura 7. Espectro del Efecto Cherenkov en una FO de PMMA a diferentes ángulos de incidencia del haz sobre la FO (Molina, 2010).

Por otro lado, si la radiación Cherenkov, produce sólo una pequeña cantidad de luz por unidad de longitud, varios centímetros de FO pueden quedar dentro del haz, comparado con el diminuto detector centellador; así la contribución de la radiación Cherenkov a la señal total puede ser significativa, especialmente para grandes tamaños de campo (Archambault, 2006).

En la literatura se han propuesto diversos métodos para minimizar el efecto Stem:

- **Sustracción del fondo:** Con una FO sin detector (FO dummy) situada justo al lado de la FO con detector, se mide sólo la señal debida al efecto stem, y conociendo la contribución de ésta señal no deseada se resta de la señal RL total (FO con detector). Sin embargo, para ser válida esta técnica se requiere que ambas FO reciban el mismo gradiente de dosis, el cual puede no ser el caso para los altos gradientes encontrados por ejemplo en IMRT (Archambault, 2005).
- **Filtrado óptico:** El espectro de emisión del efecto Stem es predominante en la región del azul y en las longitudes de onda cortas. Si el material centellador utilizado en el sistema de DFO emite en una región del espectro diferente a la del efecto stem, se pueden usar filtros ópticos que supriman las longitudes de onda donde es predominante el efecto stem y no eliminen las longitudes de onda donde es más eficiente el material centellador, así se puede reducir considerablemente este efecto. Sin embargo, se debe

tener en cuenta que el filtro atenúa la señal en las otras componentes del espectro que no elimina, así que el centellador utilizado debe ser lo suficientemente eficiente para tener una señal adecuada y una buena relación señal ruido después del filtrado (Archambault, 2005).

- Filtrado temporal: Para esta técnica se requiere un centellador con una larga constante de decaimiento (señal afterglow) y sólo puede utilizarse en aceleradores lineales (ALE) por su haz pulsado; consiste en medir la señal sólo después de que cesa cada pulso de radiación, ya que en ese momento no hay efecto Stem y aún persiste la señal correspondiente al decaimiento más lento del material centellador (Archambault, 2005).
- Filtrado Cromático: Para esta técnica se mide con varios canales correspondientes a diferentes longitudes de onda del espectro; la señal RL total se sabe tiene contribución de señal proveniente del detector centellador y del efecto stem, pero cada uno contribuye en una proporción diferente en cada longitud de onda, así formulando las ecuaciones lineales para cada canal (longitud de onda medida) según la contribución de cada uno a la señal total, se puede obtener solo la señal RL proveniente del detector, que es el valor proporcional a la dosis. En esta técnica también es importante que el detector emita en una longitud de onda diferente al efecto stem, pues así se puede diferenciar mejor las contribuciones de cada canal a la señal total (Archambault, 2006).

El problema del efecto stem y el de su mitigación resulta el tema más frecuentemente abordado en la literatura científica relacionada con la aplicación y perfeccionamiento de la técnica de DFO. Si bien se han encontrado alternativas muy útiles para hacer viable la aplicación de centelladores eficientes que emiten en el azul o verde ($\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ y centelladores plásticos), la posibilidad de encontrar centelladores que emitan en el rojo resulta desde varios puntos de vista la solución más eficiente para la solución del problema del efecto stem.

2.5 Objetivos del trabajo

De acuerdo al contexto anterior, hemos encarado en este trabajo el estudio de la factibilidad de aplicar el centellador comercial $\text{ZnSe}(\text{Te})$, cuya emisión RL ocurre en el rojo, como detector en el marco de la técnica DFO.

Los objetivos principales del trabajo son:

- Caracterizar de manera preliminar en laboratorio la emisión RL de muestras de ZnSe(Te). En particular, interesa caracterizar la forma de su curva RL y el espectro de emisión.
- Construir una punta dosimétrica para DFO y determinar a través de pruebas de laboratorio la viabilidad de utilizar el método de filtrado óptico para minimizar el efecto stem.
- Realizar mediciones in-situ (facilidades de radioterapia) con la punta dosimétrica para caracterizar su desempeño en comparación con sistemas de dosimetría estándar (cámara de ionización).

3. MATERIALES E INSTRUMENTACIÓN

A continuación se describen las características del centellador investigado en este trabajo como así también de los arreglos experimentales montados para caracterizar su respuesta tanto en laboratorio como in-situ (facilidad de radioterapia).

3.1 Centellador

El material centellador utilizado en el presente trabajo como detector es el ZnSe(Te) (que en adelante se llamará el detector) fabricado por MolTech Alemania. Este material se utiliza habitualmente para detección y conteo de partículas ionizantes en Física Nuclear. Las propiedades nominales del material provistas por MolTech pueden verse en la Tabla 1.

Emisión máxima λ_m (a 300 °K)	640 nm
Número atómico efectivo (Z_{ef})	33
Densidad	5,42 g/cm ³
Punto de fusión	1773 – 1793 °C
Índice de refracción	2,58 – 2,61
Coeficiente de atenuación a λ_m	0,05 – 0,15 cm ⁻¹
Tiempo de decaimiento	30 – 70 μ s
Rendimiento de luz	8,0 x 10 ⁴ fotones/MeV
Afterglow (después de 3 ms)	< 0,05 %

Tabla 1. Propiedades del material centellador ZnSe(Te) (http://www.mt-berlin.com/charts/chart_06.htm).

De acuerdo a la información listada por el proveedor, varias características motivaron la elección de este centellador para ser investigado como detector de un sistema de DFO, entre ellas:

- Es eficiente en su emisión de luz
- Su espectro de emisión está en la región del rojo
- No presenta un afterglow significativo
- Puede obtenerse en geometrías y volúmenes arbitrarios

Su desventaja más importante es no ser tejido-equivalente ($Z_{ef} = 33$). La influencia que pueda tener este alto Z_{ef} en las energías típicas que se usan en radioterapia será uno de los factores a analizar en este trabajo. Adicionalmente, la eficiencia del filtrado óptico, la respuesta del ZnSe(Te) en diferentes configuraciones y su comportamiento en mediciones en fantoma de agua, comparada con la respuesta de una cámara de ionización estándar, son otros factores que se analizarán para este material.

Se adquirió un *batch* de 6 muestras de ZnSe(Te) de forma cilíndrica (ver tabla 2), con diámetro de 1 mm y longitud de 2 mm (volumen sensible = 1.57 mm^3). Estas muestras presentan las dimensiones adecuadas para ser acopladas a una FO del mismo diámetro (ver Figura 8). También se adquirió un conjunto de tres muestras del mismo material de dimensiones $5 \times 5 \times 0.5 \text{ mm}^3$ (*chips*) con el fin de utilizarlas en mediciones espectrales en laboratorio.

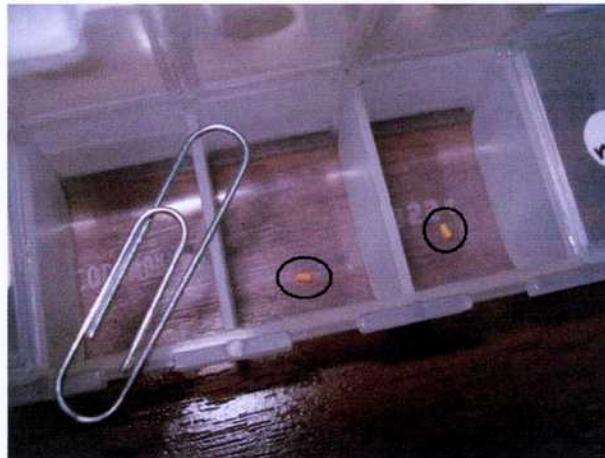


Figura 8. Muestras cilíndricas del centellador ZnSe(Te) utilizadas en este trabajo.

Muestra	Peso (mg)
1	8,4
2	8,7
3	8,4
4	8
5	8,5
6	8,2

Tabla 2. Peso de las muestras

3.2 Construcción de la punta dosimétrica

La componente más importante de un sistema dosimétrico de DFO es la punta dosimétrica, constituida por el centellador acoplado (o adherido) a una FO. La FO transmite la señal RL fuera del bunker de irradiación y la lleva hasta un instrumento fotodetector, el cual transduce la señal luminosa y la convierte en una señal eléctrica que puede ser digitalizada y almacenada en un computador mediante un sistema de adquisición (figura 9).



Figura 9. Esquema del sistema de DFO (Molina, 2010).

La construcción de la punta dosimétrica se realizó adhiriendo uno de las muestras cilíndricas de ZnSe(Te) a una FO plástica Edmund Optics Inc. (longitud 10 m) con núcleo de PMMA de 1 mm de diámetro total, encamisada en una vaina de polietileno opaco con un diámetro externo total de 2 mm (ver Tabla 3). En la Figura 10 puede observarse el espectro de atenuación de la FO utilizada. Es conveniente notar que su atenuación aumenta dramáticamente a longitudes de onda menores a 400 nm o mayores a 750 nm. Dentro de dicho intervalo, la atenuación presenta un máximo local a aproximadamente 620 nm.

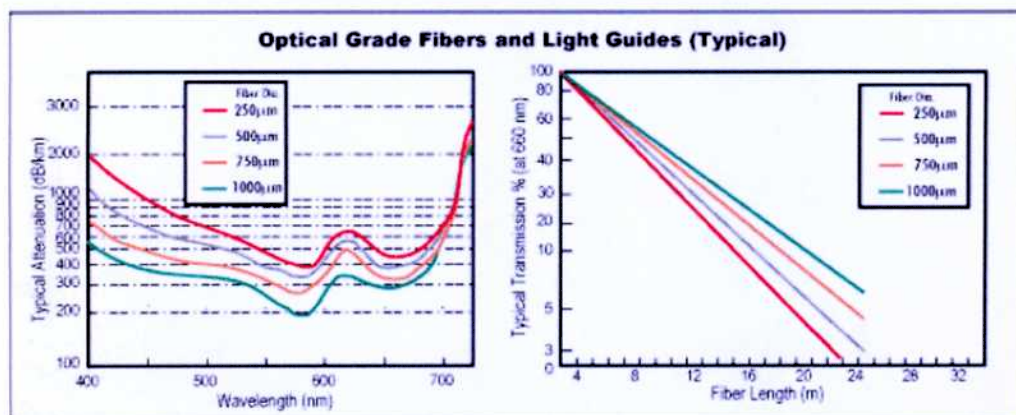


Figura 10. Espectro de atenuación de la FO (<http://www.edmundoptics.com/onlinecatalog/>)

Diámetro del núcleo (μm)	980
Diámetro de la fibra (μm)	1000
Diámetro externo (mm)	2,20
Índice de refracción del núcleo	1,492
Índice de refracción del revestimiento	1,402
Apertura numérica $(n_1^2 - n_2^2)^{1/2}$	$0,51 \pm 0,3$
Atenuación (dB/km)	150 a 300 (@ 650 nm)
Ángulo de aceptación $(2 \sin^{-1} [\text{N.A.}])$	61°
Temperatura de trabajo	-50°C a 70°C
Radio mínimo de curva	25 x diámetro externo
Sobrecubierta (jacket)	Polietileno negro

Tabla 3. Características de la FO (Edmund Optics Inc.)

La muestra cilíndrica de ZnSe(Te) se fijó a la FO interponiendo entre ambos una capa de adhesivo óptico Norland 68 (Norland Products Incorporated, NJ, EEUU). Este adhesivo se emplea para unir de manera permanente componentes de óptica translúcidos (lentes, guías ópticas, etc.) a ser utilizados en el rango UV-visible. El adhesivo Norland 68 requiere para su curado la exposición de la junta de adhesión a rayos ultravioleta (UV). Por dicho motivo, se espera que la exposición posterior de la junta de adhesión a la radiación ionizante en mediciones in-situ no cause deterioro en la misma.

Para el curado de la capa de junta se utilizó un LED UV Nichia NCSU34A(T) que emite en 385 nm controlado por una fuente de corriente (*laser diode driver*) Newport 500B. El LED se ubicó a 5 cm de la junta y se operó con una corriente de 500 mA. El curado se llevó a cabo en dos etapas: inicialmente se realizó un primer ciclo de curado de 20 minutos a cada lado del acople con una pequeña cantidad de adhesivo, que se aplicó sólo en el centro de la cara circular de contacto del detector, después de éste se verificó el posicionamiento y alineación del detector con la FO. Luego se realizó otro ciclo de curado de 90 minutos a cada lado del acople, en seguida de agregar una capa adicional de adhesivo para garantizar una adherencia total y mayor robustez mecánica.

El posicionamiento en el curado se realizó con un sistema de posicionamiento milimétrico (ver figura 11), donde se adaptó una base perforada que contuviera verticalmente el detector y permitiera dejar una de sus superficies libre y alineada para la adherencia a la FO.

Al analizar adhesivos utilizados en otros sistemas de DFO se encontró que Molina (Molina, 2010) utilizó cianoacrilato (La Gotita ®) para unir el detector a la FO. Este adhesivo, muy utilizado en cirugía, requiere sólo unos pocos segundos a temperatura ambiente para su curado y puede tener alguna opacidad. Además, el uso de este adhesivo es de difícil manipulación ya que el rápido curado no da tiempo a corrección en el posicionamiento del detector, en caso de ser necesario. Por otro lado, se adhiere a cualquier tipo de superficie, con lo que cualquier herramienta que se use en la aplicación del adhesivo es susceptible de adherirse al detector o a la FO.



Figura 11. Sistema de posicionamiento milimétrico.

También se encontró que Morales (Morales, 2008) utilizó un cilindro de Perspex de 1.5 mm de diámetro y 8 mm de largo, con un agujero interior de 1 mm de diámetro y 7 mm de largo donde se insertan el detector y el extremo de la FO, éste sistema de acople mejora la robustez del sistema; sin embargo, aumenta las

dimensiones del detector y en la interfaz de detector–FO no hay un medio que ayude a mejorar la transmisión de la señal.

En el extremo libre de la FO se montó una férula de aluminio cilíndrica de 11 mm de diámetro externo y 30 mm de largo para acoplar convenientemente la punta dosimétrica al sistema de detección de luz. La férula posee un orificio interno de 2 mm de diámetro por el que se introduce el extremo de la FO junto con su camisa de polietileno. Esta se aprisiona a la férula metálica mediante un tornillo de grillon (ver Figura 12).

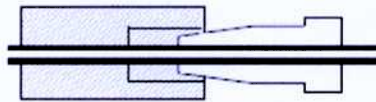


Figura 12. Corte longitudinal de la férula (Molina, 2010).

La punta dosimétrica se utilizó para mediciones en laboratorio y luego in-situ (facilidades de radioterapia). Durante la primera instancia las mediciones se realizaron con el detector desnudo, es decir, sin aplicar ningún recubrimiento protector al extremo que contenía la muestra de ZnSe(Te) adherida. Sin embargo, para la realización de las mediciones in-situ se impermeabilizó el extremo sensible mediante la aplicación de dos capas de pintura negra sintética de alta adherencia para apantallar la entrada de luz ambiente al sistema dosimétrico a través de dicho extremo. Luego se aplicaron dos capas de un impermeabilizante elastomérico en base agua para garantizar que el extremo sensible esté protegido de la humedad, mejorar la resistencia a esfuerzos mecánicos y minimizar la influencia de la luz ambiente.

Para determinar la contribución del efecto stem en mediciones en laboratorio e in-situ se construyó una punta dosimétrica similar a la anterior pero sin ningún detector en su extremo, a la cual se la denominó *FO dummy*.

3.2 Mediciones en laboratorio

Las mediciones en laboratorio se realizaron para caracterizar de manera preliminar la respuesta RL de las muestras de ZnSe(Te), con el fin de determinar criterios para el montaje del sistema para DFO y el diseño de los experimentos in-situ, es decir, en facilidades de radioterapia. Como veremos, un conjunto de las mediciones en laboratorio se llevaron adelante colocando las muestras de ZnSe(Te) en un portamuestras y en forma distante, es decir, sin adherir la

muestras a ninguna FO. Otro conjunto de mediciones se realizaron sobre la punta dosimétrica, es decir, sobre la muestra adherida a una FO, pero sin ningún recubrimiento adicional.

Para la irradiación de las muestras de ZnSe(Te) en laboratorio se utilizó un aplicador oftalmológico Amersham Modelo SIA 1. Esta es una fuente de estroncio 90/itrio 90, emisora beta pura de electrones en un rango de energía continuo entre 0 – 2.27 MeV, con el máximo del espectro cercano a los 500 keV y un tiempo de vida media de 29 años. Esta fuente posee una actividad nominal de aproximadamente 2.8 mCi. El material radioactivo se encuentra depositado sobre la cara cóncava de una copa metálica de 18 mm de diámetro (zona activa), mientras que en la cara convexa presenta un vástago metálico que permite su manipulación. La longitud total de la fuente es de 25.7 mm.

Para su protección y apantallamiento la fuente se alojó en un contenedor cilíndrico de plomo, diseñado y construido por la Autoridad Regulatoria Nuclear (ARN). Este a su vez está dentro de otro contenedor de cobre de dimensiones 10 x 6 x 6 cm³, el cual tiene en la tapa un obturador deslizable de plomo sobre el que se encuentra un portamuestras (figura 13). El portamuestra consiste en un cilindro chato de bronce con una ranura transversal dentro de la cual es posible alojar de manera repetitiva una muestra cilíndrica de ZnSe(Te) para su irradiación.

En la tapa del contenedor se pueden acoplar sistemas para la colección y medición de la intensidad de la luz emitida por una muestra mientras es irradiada.

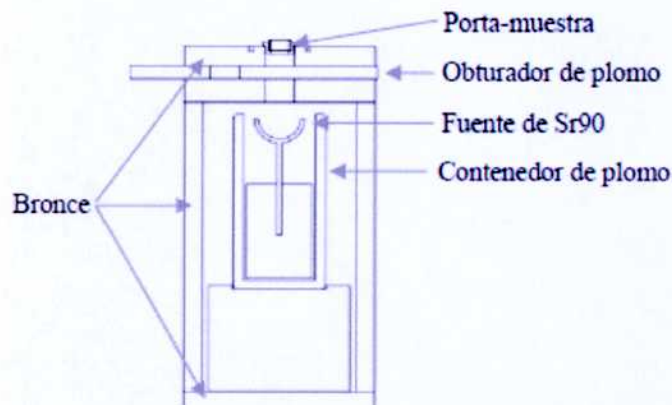


Figura 13. Esquema de la fuente dentro de sus contenedores y portamuestra (Molina, 2010).

3.2.1 Arreglo experimental oblicuo (Sistema de Medición #1)

En este arreglo la luz emitida por la muestra se colectó mediante un *bundle* de FO de sílica Newport Modelo 77563 (diámetro 3.2 mm, largo 610 mm), el cual presenta una transmitancia aproximadamente constante entre 200 y 1400 nm. Este bundle posee incorporada una férula de 11 mm de diámetro en cada extremo, que permite su fácil conexión al resto de las componentes del sistema de medición.

Sobre el portamuestra se acopló un cuerpo de aluminio mecanizado que permite insertar la férula del bundle en dirección oblicua y fuera de la trayectoria del haz de electrones proveniente de la fuente (ver figura 14). Durante la medición la muestra se ubica en el portamuestras que se encuentra sobre la trayectoria del haz.

En este arreglo, el bundle se posiciona de tal forma que su ángulo de apertura recibe parte de la señal RL que el material centellador emite isotrópicamente. Al estar el extremo del bundle fuera del haz de radiación se minimiza la generación de efecto stem en el bundle de FO. De hecho, sólo llega a alcanzarlo una mínima porción de la radiación dispersa que puede producirse en las paredes del contenedor. De esta forma la señal luminosa que transmite el bundle se debe predominantemente a la RL producida por la muestra.



Figura 14. Sistema de medición #1. Se observa el *bundle* de FO de sílica inserto en dirección oblicua.

Para la medición de la intensidad de la emisión RL se utilizó un tubo fotomultiplicador (PMT) Hamamatsu H-9319. Este posee un fotocátodo de multi-álcali con una respuesta espectral entre 300 nm y 850 nm y un diámetro efectivo de fotocátodo de 22 mm. Este dispositivo opera en modo de conteo de fotones y su configuración y control se realiza desde una PC a través del puerto serial RS232 mediante software provisto por el fabricante. Los resultados de las mediciones de la intensidad de luz en función del tiempo (cuentas por segundo, cps) se guardan en un archivo de texto.

El PMT se alojó dentro de un contenedor cilíndrico de aluminio para protegerlo de posibles golpes e ingreso de luz. El contenedor posee una tapa roscada con un alojamiento de filtros ópticos de 25 mm de diámetro (ver figuras 15 y 16). La tapa posee un orificio para acoplar una férula de conexión de 11 mm de diámetro.

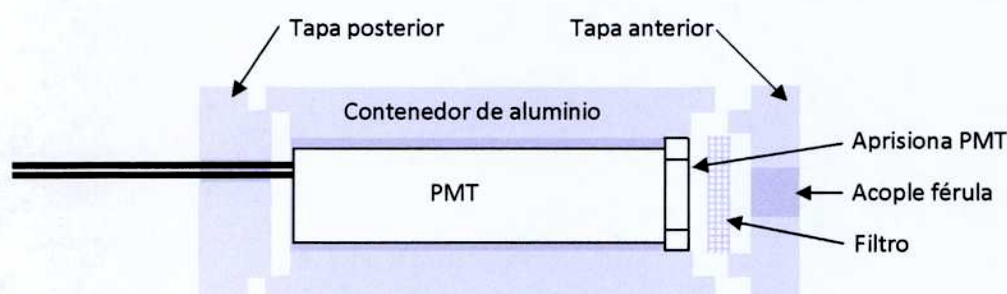


Figura 15. Corte longitudinal del contenedor del PMT (Molina, 2010).

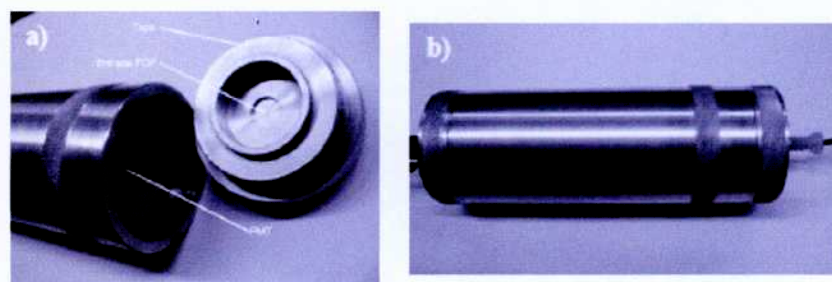


Figura 16. a) Detalle de la tapa. b) Contenedor de Aluminio (Molina, 2010).

3.2.2 Arreglo experimental axial (Sistema de Medición #2)

Este arreglo experimental se utilizó para caracterizar la emisión RL de la punta dosimétrica en laboratorio. Estas mediciones se realizaron antes de recubrir la muestra con ninguna pintura de protección.

En este arreglo la luz emitida por la muestra mientras es irradiada es transmitida directamente al PMT a través de la FO a la cual está adherida la muestra. La punta dosimétrica se inserta en una férula de 11 mm, la cual a su vez se coloca dentro de un alojamiento cilíndrico con prisionero en un cuerpo de aluminio (ver figura 17). De esta manera la fuente de radiación, la muestra y la FO quedaron alineadas durante la medición de RL. Para la implementación de este arreglo se quitó el portamuestras.



Figura 17. Sistema de medición #2 con FO

Para la medición de la intensidad de la luz transmitida por la FO se utilizó el mismo PMT que en el arreglo anterior (H-9319).

3.2.3 Descomposición espectral de la RL del ZnSe(Te)

La composición espectral de la RL del ZnSe(Te) en laboratorio se determinó mediante un monocromador SpectraPro 150 de Acton Research Corporation/Princeton Instruments. Este opera con una configuración Czerny-Turner con corrección de astigmatismo, con una distancia focal de 150 mm y una relación de apertura de $f/4$. Cuenta con una torreta que permite utilizar dos redes de difracción y sus rendijas de entrada y salida son regulables manualmente a través de un micrómetro que permite realizar aperturas desde los 10 μm hasta los 3 mm, con una altura de 4 mm en cada rendija. Con la rendija de salida a 10 μm

se puede lograr una resolución de 0.125 nm. El monocromador puede controlarse desde una PC vía USB para ser operado a través de un programa provisto por la misma firma. Como detector se utilizó el PMT Hamamatsu H-9319 ya mencionado.

Para la medición se posicionó el monocromador de manera que las hojas de la rendija de entrada quedaran horizontales. Sobre ellas se colocó un chip rectangular de ZnSe(Te) y luego se apoyó la fuente de Sr-90 en forma invertida. Este esquema maximiza la tasa de dosis recibida por el centellador y también la colección de luz por parte del monocromador.

3.3 Sistema dosimétrico de DFO. Mediciones in-situ

La irradiación de la punta dosimétrica durante las mediciones in-situ se realizó mediante un equipo de Co-60 marca Theratron 80, que funciona en las facilidades del Sanatorio Tandil, y un acelerador lineal de electrones (ALE) marca Siemens Mevatron Primus MD 2, con energías nominales de fotones de 6 MV y 15 MV, que funciona en el Instituto de Oncología Ángel Roffo.

Se llevaron a cabo mediciones in-situ en aire, tanto con la punta dosimétrica como con la FO dummy. En este caso se introdujo el extremo sensible en un capuchón plástico de PVC negro (densidad 1.4 g/cm^3) de 2 mm de diámetro interno, pared de 4 mm y 2 cm de longitud, tanto en la FO con detector como en la FO dummy, con el objetivo de proveer condiciones de equilibrio electrónico.

Con el fin de determinar el desempeño del sistema DFO en condiciones estándar se realizaron mediciones de rendimiento en profundidad (*Percentage depth dose, PDD*) en fantoma de agua en distintas condiciones en cada facilidad de radioterapia. Se utilizó un fantoma de agua MT-100 de $30.5 \times 38 \times 38 \text{ cm}^3$ con paredes de acrílico de 9.525 mm de espesor. En una de las paredes se sujetó un trasladador lineal vertical manual, que se incluye como accesorio del fantoma, para realizar mediciones a distintas profundidades con una resolución de 0.1 mm. Con fines comparativos, en todos los casos se realizaron mediciones de rendimiento en profundidad en iguales condiciones utilizando una cámara de ionización estándar. En el caso de las mediciones en la facilidad de Co-60 se utilizó una cámara tipo Farmer PTW 10013 con un volumen de 0.6 cm^3 conectada a un electrómetro PTW-Unidos E. Las mediciones realizadas en el Instituto de Oncología Ángel Roffo se compararon con las obtenidas en iguales condiciones con una cámara de ionización de igual referencia conectada a un electrómetro NE Farmer 2570/1.

Para determinar la viabilidad de la técnica de remoción del efecto stem mediante filtrado óptico se realizaron mediciones en aire y agua, tanto con la punta dosimétrica como con la FO dummy, interponiendo en la ventana del PMT diversos filtros pasa-alto de vidrio coloreado marca Schott de 25 mm de diámetro y 3 mm de espesor. Se seleccionaron filtros con longitudes de onda de corte de 570 nm y 610 nm debido a que dichas longitudes de onda son levemente menores a la longitud de onda donde la emisión del ZnSe(Te) es máxima. Así se espera minimizar la contribución del efecto stem conservando la emisión del detector de ZnSe(Te).

Se realizaron mediciones de la composición espectral de la luz a la salida tanto de la punta dosimétrica como de la FO dummy. Con este fin se fijó un acople metálico con un alojamiento cilíndrico de 11 mm de diámetro frente a la rendija de entrada del monocromador SpectraPro 150 ya descrito. Dicho alojamiento permite conectar la punta dosimétrica o la FO dummy mediante su férula metálica. Las mediciones espectrales se realizaron en aire en la facilidad de Co-60.

4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

A continuación se presentan los resultados correspondientes a cada uno de los experimentos llevados a cabo a lo largo de este trabajo. El orden de la presentación guarda relación con la línea cronológica real con la que fueron desarrollados. Por dicho motivo, cada resultado y las discusiones correspondientes se presentan de manera conjunta.

4.1 Mediciones en laboratorio

4.1.1 Mediciones de Caracterización del material centellador

4.1.1.1 Caracterización de la curva RL del ZnSe(Te)

Con esta medición se quiere conocer en primera instancia cuál es la intensidad de la respuesta RL del material centellador al ser irradiado con la fuente de Sr-90. Ver figura 18.

La medición se realizó en el sistema de medición #1 y la duración fue de 1 hora.

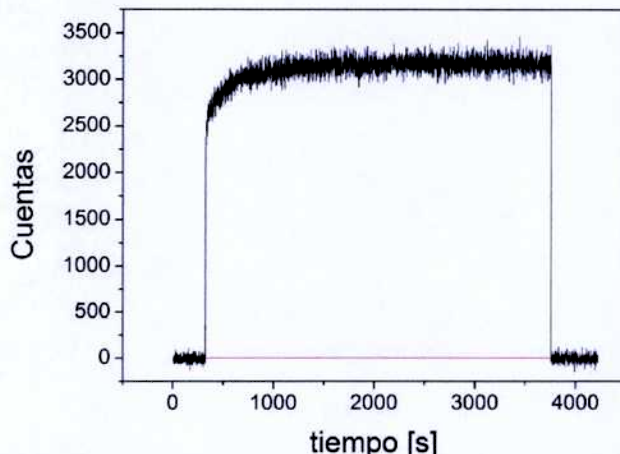


Figura 18. Curva característica de la respuesta RL del material centellador al ser irradiado con la fuente de Sr-90.

Para facilitar la visualización de los resultados se ha restado a la señal RL original la corriente oscura debida al instrumento de detección (línea de base) a cada medición. El promedio de la corriente oscura es 200 cuentas por segundo (cps), el cual está muy por debajo de las señales RL observadas en las mediciones con el

detector de ZnSe(Te), que en su región de estabilización alcanza una intensidad de emisión superior a las 3000 cps (ver figura 18).

La curva RL se caracteriza por un tramo de trepada de aproximadamente unos 1000 segundos, seguido de una respuesta estable hasta que finaliza la irradiación. Como se ha observado en otros materiales utilizados en el marco de esta técnica, este tipo de comportamiento podría estar asociado a la presencia de centros trampa en el ZnSe(Te) (Damkjaer, 2008). Estos centros podrían atrapar no-radiativamente parte de los portadores libres de carga liberados por la radiación hasta alcanzar su saturación o llegar a un estado de equilibrio con el proceso paralelo de recombinación radiativa que da lugar a la emisión RL. Cualquiera de estas dos últimas situaciones daría lugar a la estabilización de la señal RL (luego de un proceso de trepada inicial como la observada).

Al finalizar la irradiación no se observa decaimiento de la señal RL con tiempos de vida apreciables, es decir, no se observa afterglow. Este resultado podría implicar que las cargas atrapadas en los centros trampa que dan lugar a la trepada inicial no liberan radiativamente sus portadores de carga una vez finalizada la irradiación.

A partir de un estudio más detallado de los tiempos de trepada y decaimiento para distintas tasas de dosis sería posible definir un modelo físico plausible para el proceso que da lugar a la RL en el ZnSe(Te). Sin embargo, en este trabajo nos centraremos en una caracterización fenomenológica del proceso con interés en su aplicación en DFO.

Con el fin de cuantificar la posible contribución del efecto stem producido en el *bundle* por los electrones de la fuente de Sr-90 al utilizar este arreglo experimental se realizó una medición sin colocar ninguna muestra en el portamuestra. La duración de la medición fue de 30 minutos. Ver figura 19.

Se puede observar que la señal RL debida al efecto stem presenta una rápida trepada y un valor constante dentro de las fluctuaciones estadísticas características del sistema de detección. Dicho valor alcanza, en este caso, un promedio de 150 cps, del orden de la corriente oscura. La intensidad del efecto stem representa menos del 5% de la señal que produce el material centellador (al compararse con el resultado de la anterior medición). Este resultado confirma que la geometría del sistema de medición #1 minimiza la contribución del efecto stem y que la señal RL observada en la figura 18 se debe mayormente a la emisión propia del material centellador.

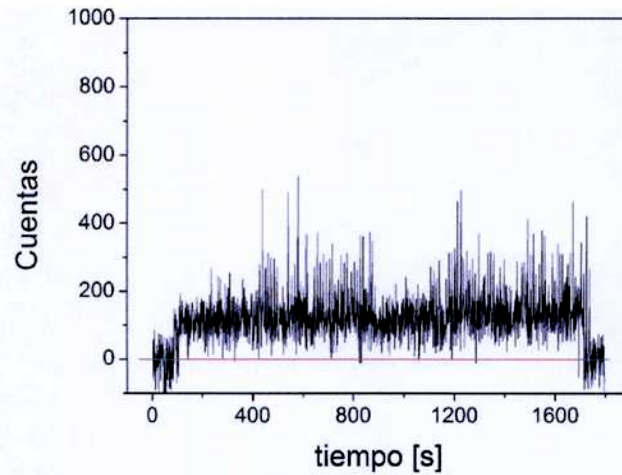


Figura 19. Señal RL de la FO dummy en el sistema de medición #1.

4.1.1.3 Variabilidad de la respuesta RL entre muestras

Con esta medición se quiere conocer la intensidad de la respuesta RL de cada una de las muestras y comparar su variabilidad dentro del *batch* de muestras adquiridas.

Se realizaron las mediciones en el sistema de medición #2, para cada muestra se realizaron 3 mediciones y cada medición fue de 5 minutos.

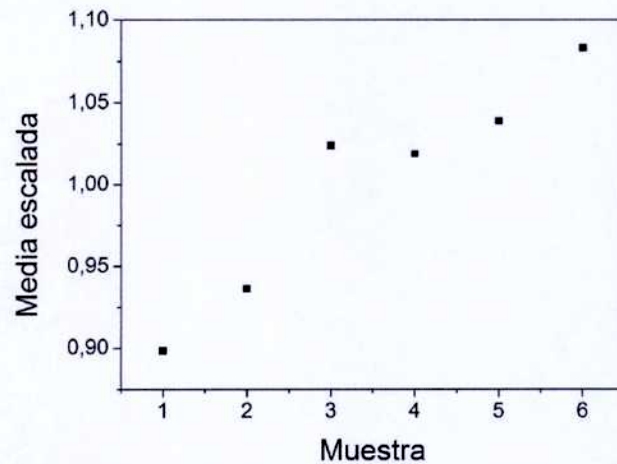


Figura 20. . Variabilidad relativa de la señal RL entre las muestras.

El valor utilizado en cada punto corresponde al promedio de los valores medidos de señal RL que se encuentran en la zona de estabilización del material. Ver figura 20. Para cada muestra la variabilidad de sus mediciones estuvo dentro del $\pm 2.3\%$.

Se puede observar que hay una variabilidad en la señal RL entre las muestras de $\pm 10\%$, y ésta no es proporcional a su peso (ver figura 21).

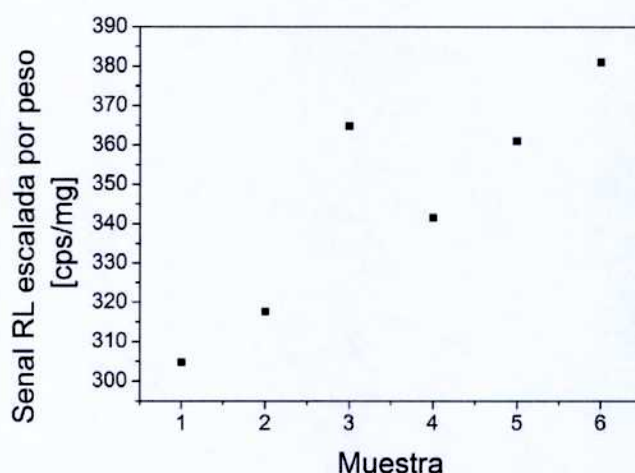


Figura 21. Señal RL emitida por las muestras en función del peso.

4.1.1.4 Espectro de emisión del ZnSe(Te)

En la figura 22 se muestra el espectro de emisión de un chip de ZnSe(Te) irradiado con electrones de la fuente de Sr-90. El espectro no fue corregido teniendo en cuenta la eficiencia del sistema de dispersión (monocromador) y detección (PMT).

Este resultado confirma la información brindada por el proveedor acerca de la longitud de onda máxima de emisión de este material (640 nm) y la viabilidad preliminar del uso de filtros ópticos para eliminar la contribución del efecto stem.

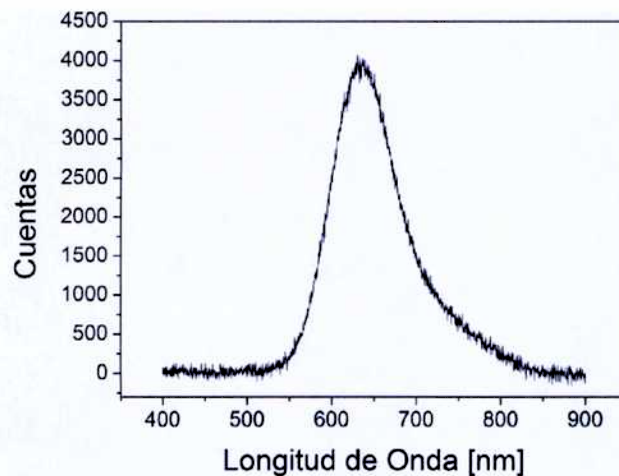


Figura 22. Espectro de RL del ZnSe(Te).

4.1.2 Respuesta de la punta dosimétrica bajo irradiación con electrones (Sr-90)

Una vez construida la punta dosimétrica se realizaron varias mediciones para comprobar el funcionamiento de todo el sistema dosimétrico y para analizar la factibilidad de implementar el filtrado óptico. En el siguiente conjunto de mediciones se utiliza el sistema de medición #2 dado que es necesaria la contribución del efecto stem para analizar la eficiencia del filtrado óptico en su eliminación.

4.1.2.1 Influencia del proceso de pegado en la forma e intensidad de la señal RL

Con esta medición se quiere verificar la respuesta RL del sistema dosimétrico en conjunto y su curva característica después del pegado de la muestra de ZnSe(Te) como detector en la FO plástica. La señal RL a medir es la señal RL total, que contiene tanto la señal propia del material centellador como la contribución espuria del efecto stem generado en la FO por los electrones provenientes de la fuente de Sr-90. La medición se realizó con el sistema de medición #2 y el tiempo de medición fue de 30 minutos.

Se puede observar (ver figura 23) que después de pegar la muestra el sistema dosimétrico tiene una señal RL intensa y se conserva la curva característica al compararlo con la curva que se midió antes del pegado (figura 18). El valor medio de RL en la zona de estabilidad es levemente superior a las 27.000 cps.

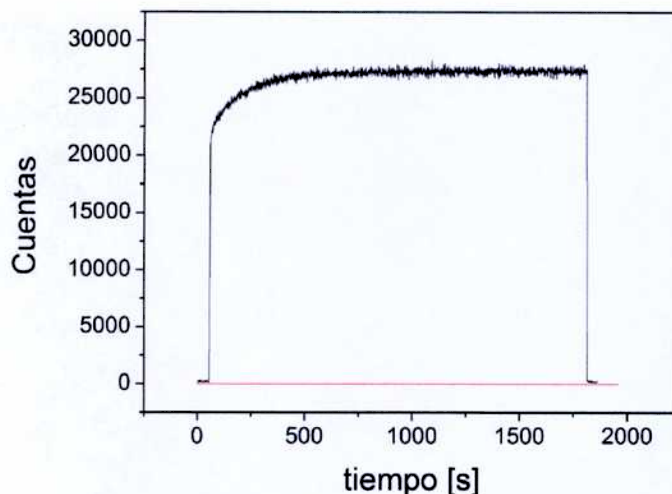


Figura 23. Señal RL del sistema de DFO

4.1.2.2 Intensidad de la señal RL con interrupciones

Con esta medición se quiere conocer si hay cambios en la señal RL del material centellador en función del tiempo de reposo previo a la irradiación, es decir, del tiempo transcurrido entre irradiación e irradiación. Se realizaron interrupciones de diferente duración después de iguales intervalos de irradiación (ver figura 24).

La medición se realizó con el sistema de medición #2, el tiempo de cada irradiación fue de 15 minutos y los intervalos de tiempo de las interrupciones fueron de 30, 300 y 600 segundos. Al comenzar la medición, habían transcurrido 48 horas desde la última irradiación de la punta dosimétrica.

Se puede observar en la señal RL que el tiempo inicial de trepada de la curva disminuye a medida que el tiempo de reposo previo es menor. Por otro lado, no se observa afterglow en ningún caso.

Este resultado podría confirmar la hipótesis arriba mencionada de que la etapa de trepada en la curva RL del ZnSe(Te) se debe a centros trampa que atrapan parte de los portadores de carga liberados por la radiación. Estas trampas se vacían no radiativamente con un tiempo de vaciado característico. De esta manera, a medida que se disminuye el tiempo de reposo se observa que el tiempo de trepada es más corto debido a que los centros trampa aún se encuentran parcialmente ocupados y requieren menos tiempo para volver a llenarse.

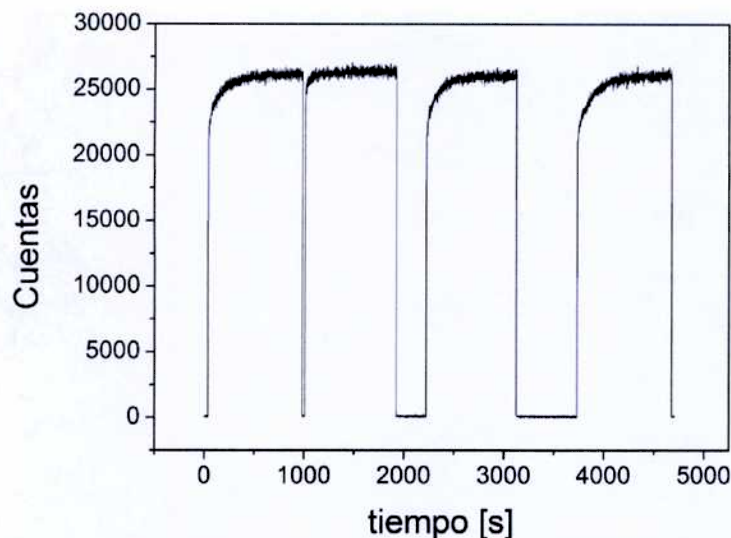


Figura 24. Efecto de la duración de las interrupciones en la curva RL de la punta dosimétrica.

Es posible observar a partir de la figura 24 que para tiempos de reposo mayores a 300 segundos (5 minutos) la curva RL obtenida es muy similar a la inicial. Por otro lado, se observa que el valor de estabilización es repetitivo en todos los casos, independientemente del tiempo de interrupción y de la forma de la pendiente inicial. Esto indica que para este material el valor de estabilización de la señal RL es el dato dosimétrico de interés, que podría estar relacionado con la tasa de dosis. De igual manera, el área bajo la curva podría ser otro dato de interés, pero es más complejo establecer la relación entre área y tasa de dosis ya que la forma inicial de la curva característica varía dependiendo del tiempo que ha pasado desde la última irradiación del material. Por este motivo, consideraremos que el valor de estabilización de la señal RL será la magnitud más factible a calibrar para relacionarla con una magnitud dosimétrica.

4.1.2.3 Medición con filtros

Con esta medición se quiere conocer el comportamiento de diferentes filtros y comparar las señales RL obtenidas después del filtrado, el objetivo es definir qué filtro sería más eficiente para eliminar el efecto stem. Se utilizaron filtros pasa-alto con longitudes de onda de corte a 570 nm y 610 nm, ya que son los que tienen la longitud de onda de corte más cercana a la longitud de onda de máxima emisión del material centellador. De esta forma se busca reducir al máximo el efecto stem

y conservar una adecuada intensidad de la señal RL de la muestra, que es la información que nos interesa.

La implementación del filtrado óptico es un método sencillo y que no hace más complejo el sistema, el filtro se adiciona en la carcasa del PMT sin mayor dificultad y no requiere ningún tratamiento adicional, la medición se realiza de la misma manera que en ausencia de filtro.

La medición se realizó con el sistema de medición #2, los tiempos de medición fueron para la punta dosimétrica de 30 minutos y para la FO dummy de 5 minutos. En este último caso se decidió medir sólo 5 minutos porque ya se verificó que el efecto stem es una función escalón y los valores en su máximo solo oscilan dentro del error estadístico.

4.1.2.3.1 Filtro 570 nm

En la figura 25 se muestra la intensidad de la emisión RL de la punta dosimétrica medida con y sin filtro. Las curvas se han escalado con respecto al valor de estabilización de la señal RL observado en el último caso.

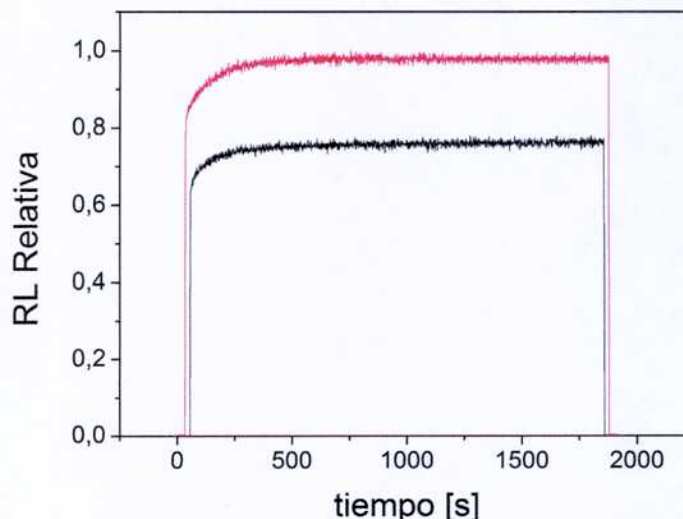


Figura 25. Señal RL de la punta dosimétrica con filtro de 570 nm (negro) vs señal RL sin filtrar (rojo)

Se observa que la señal RL obtenida con el filtro de 570 nm es menor que la señal RL sin filtrar. Esta reducción se esperaba por la disminución de la contribución del efecto stem y porque el filtro no sólo corta las longitudes de onda por debajo de su longitud de onda nominal sino también atenúa en alguna proporción el resto de la

señal. De esta manera, la señal RL filtrada representa el 77.1% de la señal RL sin filtrar. Es importante observar que la curva característica del material centellador se conserva.

En la figura 26 se muestra la curva RL correspondiente a la FO dummy, medida con el filtro de 570 nm y escalada con respecto al valor de la señal RL de estabilización de la punta dosimétrica medida en iguales condiciones.

Se puede observar que la señal RL del efecto stem es muy poco intensa, representando sólo el 1.33% de la señal RL de la punta dosimétrica filtrada con el filtro de 570 nm.

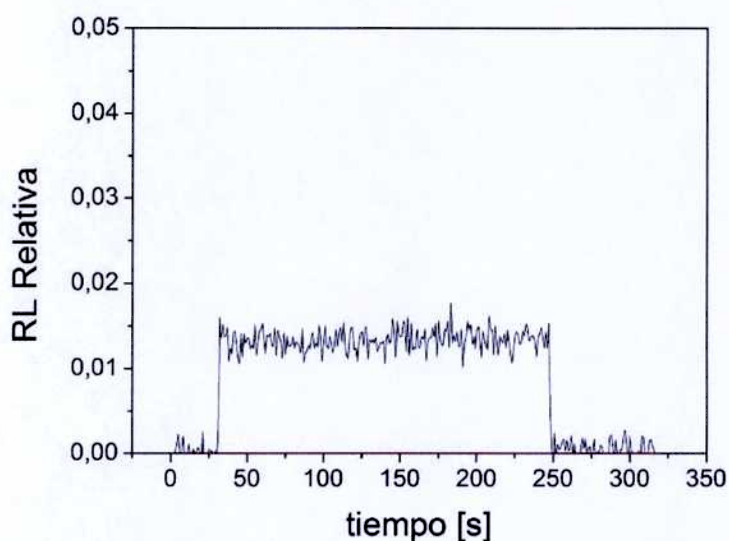


Figura 26. Señal RL de la FO dummy (efecto stem) con el filtro de 570 nm.

4.1.2.3.2 Filtro 610 nm

En la figura 27 se puede observar que la señal RL obtenida con este filtro representa el 43.7% de la señal RL sin filtrar.

Esta relación, menor que la observada al utilizar el filtro de 570 nm, se debe a que el recorte de la emisión característica del ZnSe(Te) es más importante que al utilizar este último filtro.

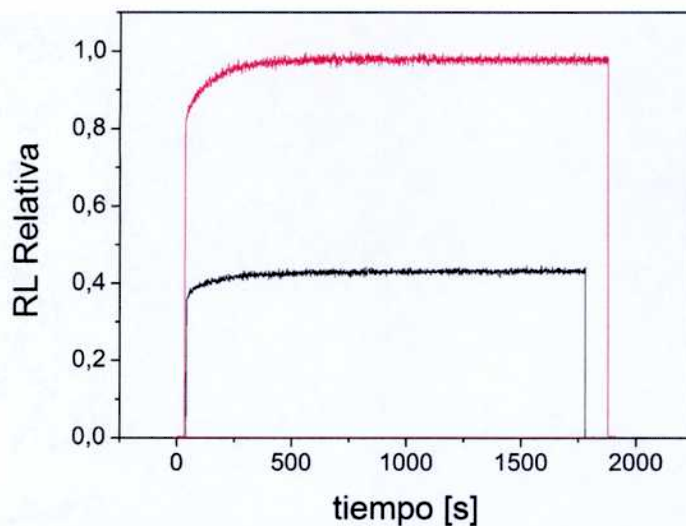


Figura 27. Señal RL con filtro de 610 nm (negro) vs señal RL sin filtrar (rojo).

En la figura 28 se puede observar como la señal RL del efecto stem es muy poco intensa, representando sólo el 1.2% de la señal RL del material centellador filtrada con 610 nm. Esto significa una reducción aún mayor del efecto stem con el filtro de 610 nm que con el filtro de 570 nm.

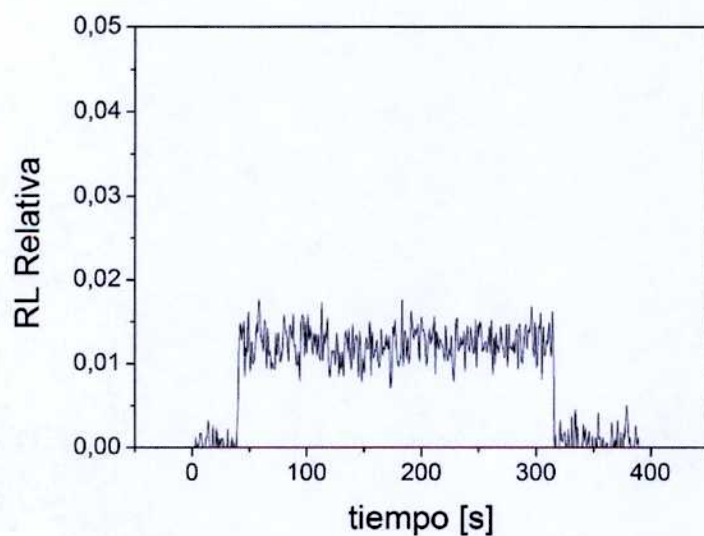


Figura 28. Señal RL de la FO dummy (efecto stem) con el filtro de 610 nm.

Desde el punto de vista de la aplicación en dosimetría y de la reducción de incertidumbres o errores sistemáticos en la medición de tasa de dosis, parece más conveniente el uso del filtro de 610 nm, ya que éste permite reducir la contribución del efecto stem a un valor cercano al 1% conservando una señal RL con una buena relación señal/ruido, adecuada para el análisis dosimétrico. Se espera que en los experimentos in-situ, al exponer la punta dosimétrica a tasas de dosis aún mayores que las utilizadas en los experimentos en laboratorio, la relación señal/ruido mejore todavía más.

4.2 Mediciones in-situ en equipos de Radioterapia

4.2.1 Mediciones en Co-60

4.2.1.1 Respuesta RL de la FO dummy y de la punta dosimétrica usando filtros

Con esta medición se quiere conocer la respuesta RL a la radiación de la FO dummy y de la punta dosimétrica, como así también la reducción del efecto stem lograda mediante el uso de filtros pasa-alto con longitud de onda de corte a 570 nm y de 610 nm.

La medición se realizó en aire con un capuchón plástico para obtener equilibrio electrónico. Se utilizó una Distancia Fuente dosímetro (DFd) de 80 cm (al centro del dosímetro), un tamaño de campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ y un tiempo de irradiación de 72 segundos. La punta dosimétrica se orientó perpendicular al haz de irradiación y su extremo en el centro del campo. Durante unos segundos antes y después del lapso de irradiación se midió la corriente oscura del PMT para determinar la línea de base a ser restada de la curva RL original para mayor claridad de los gráficos.

La señal RL sin filtrar de la punta dosimétrica puede verse en la figura 29. Se observa un cambio notorio con respecto a la curva antes obtenida al irradiar la punta dosimétrica con la fuente de Sr-90: ahora la curva tiene dos hombros antes de llegar a la estabilización y la intensidad de la señal RL aumenta significativamente. Esto se debe, naturalmente, a la mayor tasa de dosis involucrada. Luego de finalizar la irradiación no se observa un afterglow significativo.

La señal RL de la FO dummy corresponde netamente al efecto stem. Encontramos que representa el 12.31% de la señal obtenida con la punta dosimétrica. Esta contribución relativa de la emisión espuria es inaceptablemente alta para resultar útil para su uso en dosimetría en estas condiciones.

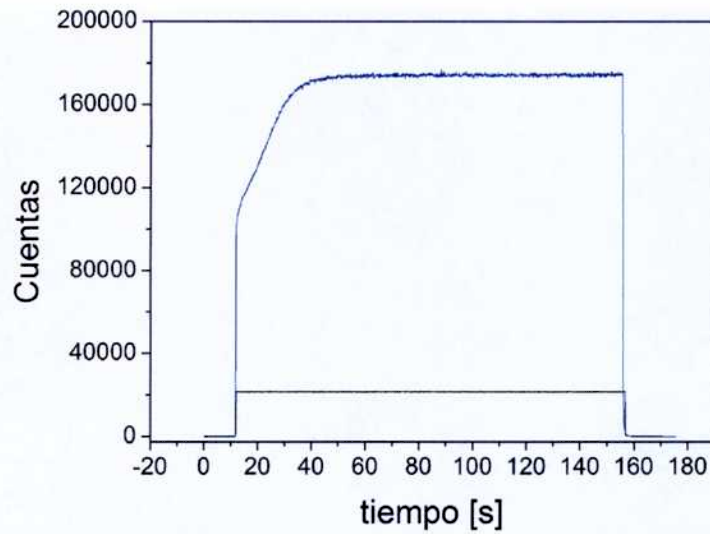


Figura 29. Comparación de la señal RL de la punta dosimétrica (línea azul) vs. FO dummy - efecto stem (línea negra) sin filtrar.

4.2.1.1.1 Filtro 570 nm

La señal RL obtenida con la punta dosimétrica utilizando el filtro pasa-alto de 570 nm puede observarse en la figura 30. La forma de la curva es similar a la observada en la figura anterior. La señal RL es naturalmente menor que la obtenida al no utilizar filtro, observándose una disminución del 79.98%.

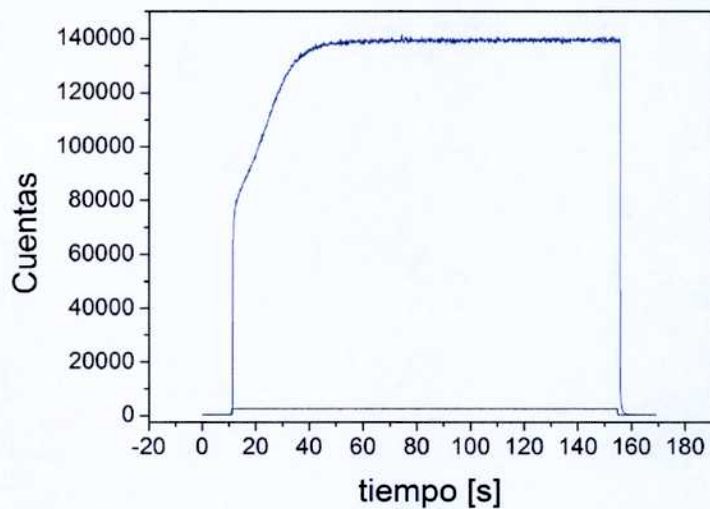


Figura 30. Comparación de la señal RL de la punta dosimétrica (línea azul) vs. FO dummy - efecto stem (línea negra) con el filtro de 570 nm.

En la figura 30 también se incluye la señal RL obtenida con la FO dummy utilizando el filtro de 570 nm. Podemos observar su drástica reducción con respecto a lo observado al no utilizar filtro. Ahora representa sólo el 1.86% de la señal RL obtenida con la punta dosimétrica y filtrada con 570 nm.

4.2.1.1.2 Filtro 610 nm

En la figura 31 se muestra la señal RL obtenida con la punta dosimétrica y utilizando el filtro de 610 nm. La forma de la curva conserva la forma característica ya observada. La señal RL del sistema se atenúa respecto a la señal RL obtenida sin filtrar en un 69.5%. A pesar de la atenuación, la intensidad de la señal RL obtenida es suficientemente alta como para ser empleada en determinaciones dosimétricas.

La señal RL obtenida con la FO dummy utilizando este filtro puede observarse también en la figura 31. Podemos ver que su intensidad es aún menor que la obtenida con el filtro de 570 nm. De hecho, ahora representa solo el 1.22% de la señal RL obtenida con la punta dosimétrica y filtrada con 610 nm.

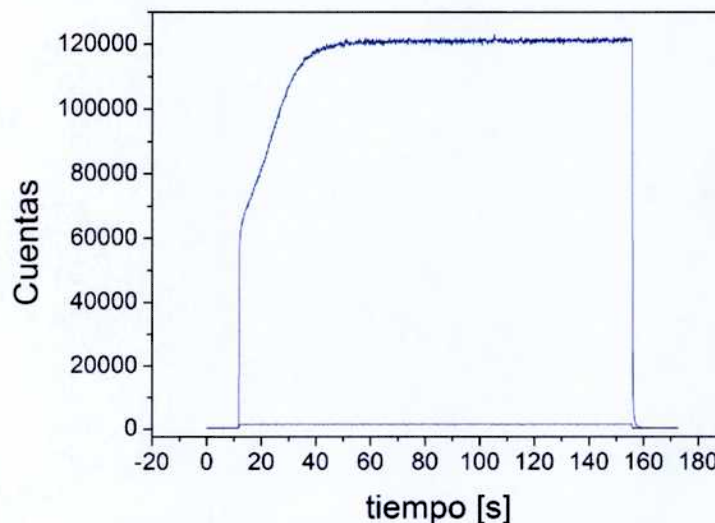


Figura 31. Comparación de la señal RL de la punta dosimétrica (línea azul) vs. FO dummy - efecto stem (línea negra) con filtro de 610 nm.

A partir de estos resultados y los obtenidos previamente en la fuente de Sr-90 concluimos que el filtro de 610 nm es el más adecuado para un sistema de DFO basado en el centellador ZnSe(Te), ya que disminuye al máximo el efecto stem,

logrando una relación señal/fondo adecuada y conservando una intensidad de señal RL del sistema conveniente para fines dosimétricos.

4.2.1.2 Espectros de emisión in-situ

4.2.1.2.1 FO dummy

En la figura 32 se muestra el espectro obtenido al irradiar la FO dummy en la facilidad de Co-60. El espectro se caracteriza por una banda de emisión muy ancha, con máximo en aproximadamente 400 nm y que decae muy lentamente hacia longitudes de onda mayores. Por debajo de las 400 nm la señal se corta abruptamente. Claramente, el espectro observado corresponde al efecto stem, cuya intensidad es proporcional a λ^{-3} . El corte abrupto por debajo de los 400 nm se debe, por un lado, al aumento de la atenuación óptica nominal de la FO plástica para longitudes de onda menores a 400 nm (ver figura 10) y a la pobre sensibilidad del PMT por debajo de dicha longitud de onda. La contribución del efecto stem en el rojo es muy débil y por ese motivo se espera minimizar su influencia mediante el uso de los filtros pasa-alto con longitud de onda de corte a 570 nm y 610 nm.

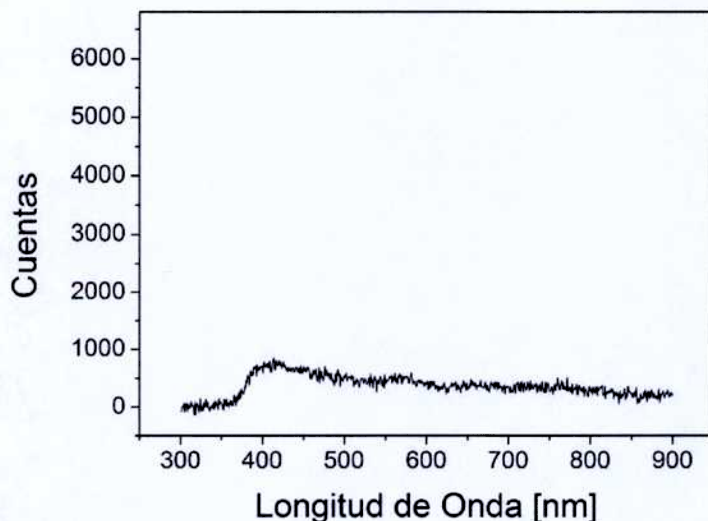


Figura 32. Espectro de luz de la FO dummy – efecto stem.

4.2.1.2.2 Punta dosimétrica. Influencia de los filtros pasa-alto

En la figura 33 se muestra el espectro de emisión RL correspondiente a la punta dosimétrica, medido sin utilizar ningún filtro para eliminar el efecto stem. El espectro tiene su máximo alrededor de los 640 nm, que es el punto de máxima emisión del material centellador utilizado, siendo este resultado coherente con la literatura y lo observado en mediciones de laboratorio (ver figura 22). Sin embargo, el espectro presenta algunas diferencias apreciables. En particular, se observa una banda ancha de emisión con máximo en 400 nm que decae lentamente hacia longitudes de onda mayores. Esta banda, como se dijo más arriba, es asignable al efecto stem. Por otro lado, se observan en el espectro dos mínimos relativos a 620 y 725 nm, los cuales son atribuibles al incremento de la atenuación óptica nominal de la FO plástica utilizada para construir la punta dosimétrica, ubicados en dichas longitudes de onda (ver figura 10). Como era de esperar, el espectro correspondiente a la punta dosimétrica es la suma del espectro característico del efecto stem y del espectro de emisión del ZnSe(Te), modulados por la transmitancia de la FO plástica y la sensibilidad del PMT.

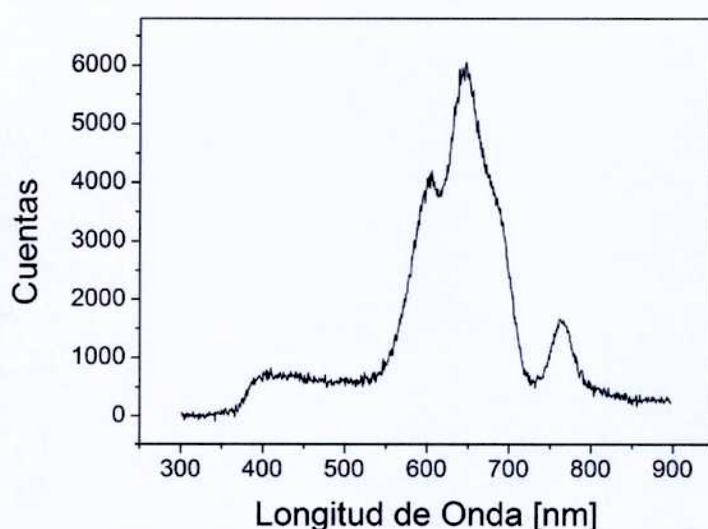


Figura 33. Espectro de emisión de la punta dosimétrica sin filtro

En la figura 34 se muestra el espectro de luz obtenido con la punta dosimétrica y el filtro pasa-alto con longitud de onda de corte a 570 nm. Se puede observar que efectivamente por debajo de los 570 nm ya no aparece una señal significativa y sólo queda la corriente oscura que se debe a ruido de los instrumentos de

medición. El resto de la curva espectral no presenta cambios con respecto a la curva obtenida sin utilizar filtro pasa-alto, mostrada en la figura 33.

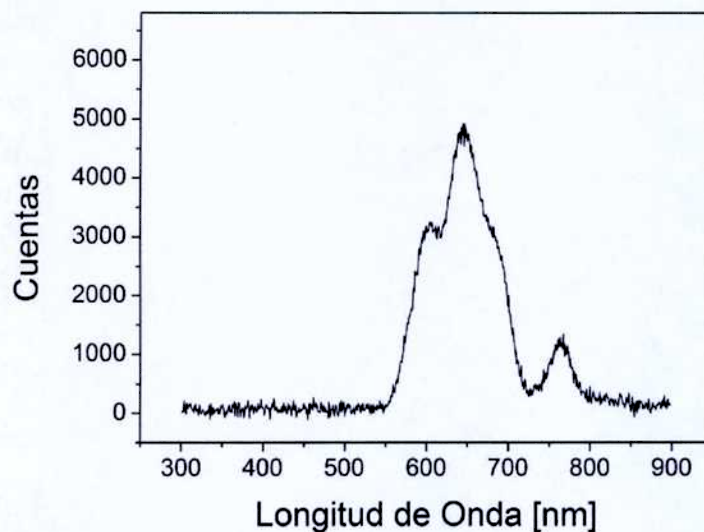


Figura 34. Espectro de luz de la punta dosimétrica con filtro de 570 nm.

En la figura 35 se muestra el espectro de luz obtenido con la punta dosimétrica y el filtro de 610 nm. Como era de esperar, no aparece una señal significativa por debajo de los 610 nm.

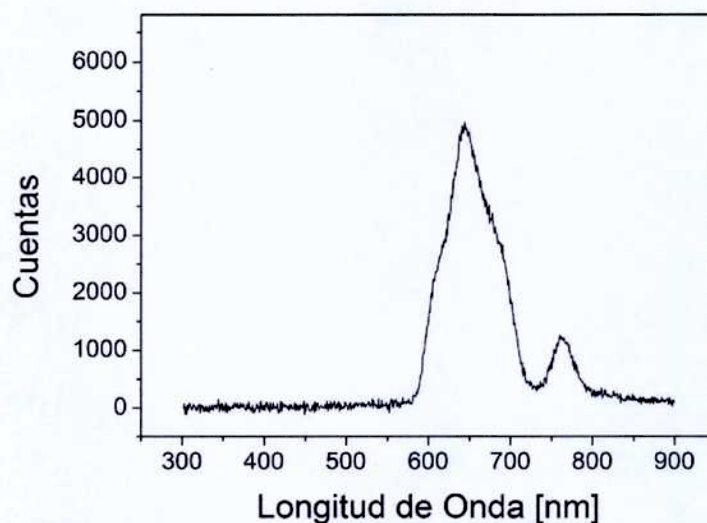


Figura 35. Espectro de luz de la punta dosimétrica con filtro de 610 nm.

También puede observarse que desaparece uno de los máximos locales que antes se observaba en la curva pero, sin embargo, se conserva una parte muy importante del espectro que contiene el máximo de la emisión propia del material centellador.

En la figura 36 se muestran en un mismo gráfico los cuatro espectros anteriores. A partir de su comparación, es claro el efecto neto del uso de los filtros sobre el efecto stem y la emisión propia del ZnSe(Te). Si bien el filtrado óptico reduce en cierta medida la contribución RL del centellador, la reducción relativa del efecto stem es mucho más significativa y da cuenta de los resultados observados previamente (sección 4.2.1.1).

Estos resultados brindan soporte a la implementación de la técnica de filtrado óptico al utilizar el ZnSe(Te) como detector en DFO, en particular mediante el uso del filtro pasa-alto de 610 nm. La gran ventaja de poder eliminar el efecto stem solamente con el filtrado óptico es que el tamaño del sistema dosimétrico puede mantenerse pequeño, puede utilizarse tanto en ALE como en equipos con fuentes radiactivas y no incrementa notablemente los costos del sistema.

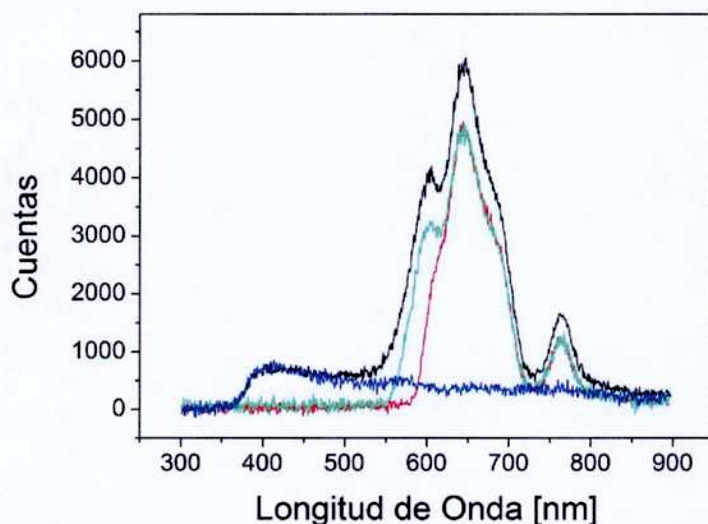


Figura 36. Espectro RL de la FO dummy – efecto stem sin filtro (azul) y punta dosimétrica sin filtro (negro), con filtro de 570 nm (verde) y con filtro de 610 nm (rojo).

4.2.1.3 Respuesta RL con interrupciones a diferentes tasas de dosis

Con esta medición se quiere conocer si hay cambios en la señal RL del material centellador en función del tiempo de reposo previo a la irradiación, es decir, del

tiempo transcurrido entre irradiación e irradiación. Se realizaron interrupciones de diferente duración después de iguales intervalos de irradiación (ver figura 37). Esta medición es similar a la realizada en laboratorio con fuente de Sr-90 (ver sección 4.1.2.2), pero irradiando con fotones de la fuente de Co-60 y a tasas de dosis mayores.

La medición se realizó en aire y capuchón para el equilibrio electrónico, con filtro de 610 nm, tamaño de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$. La punta dosimétrica se orientó perpendicular al haz, con su extremo en el centro del campo. Se midió con dos DFd para conocer el mismo efecto con dos tasas de dosis diferentes, en particular a 80 cm y 42.8 cm.

4.2.1.3.1 Tasa de dosis de referencia

La DFd fue de 80 cm. El tiempo de cada irradiación fue de 144.6 segundos y las interrupciones fueron de 15, 40, 100, 200, 300, 400 y 600 segundos.

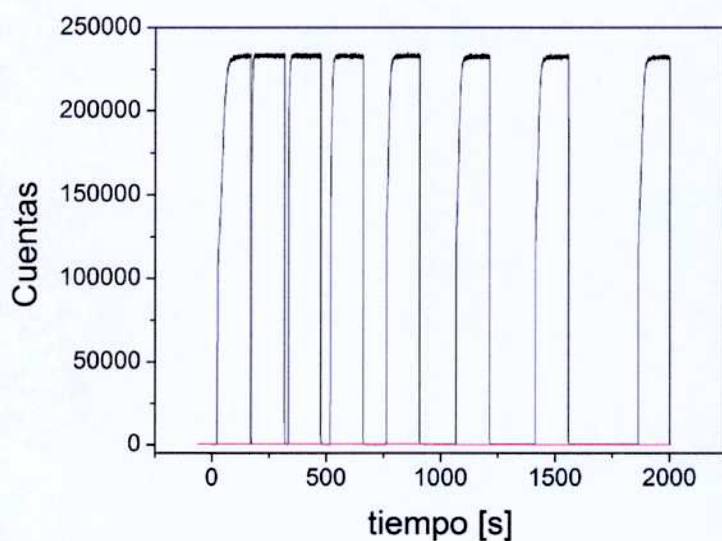


Figura 37. Efecto de la dosis acumulada.

El resultado del ciclo de mediciones consecutivas con una DFd de 80 cm se muestra en la figura 37. En todos los casos la magnitud de interés dosimétrico, es decir, el valor de estabilización de la señal RL, es el mismo, lo cual constituye un resultado positivo desde el punto de vista de la aplicación de ZnSe(Te) a la DFO.

En la figura 38 se muestra el mismo resultado que en la figura 37 pero haciendo coincidir los instantes iniciales de cada ciclo de irradiación, con el fin de evidenciar de manera comparativa las diferencias en la forma de los hombros observados en la trepada de la curva de RL para distintos tiempo de reposo. Se puede observar que el tiempo de trepada de la señal RL disminuye para tiempos de reposo más cortos. Al mismo tiempo, los hombros iniciales se vuelven menos aparentes o desaparecen. En este contexto, la pre-irradiación de la punta dosimétrica antes de cada determinación de tasa de dosis podría constituir un procedimiento adecuado para reducir el tiempo de estabilización de la respuesta del ZnSe(Te), permitiendo extender el tiempo durante el cual la tasa de dosis se puede determinar de manera confiable.

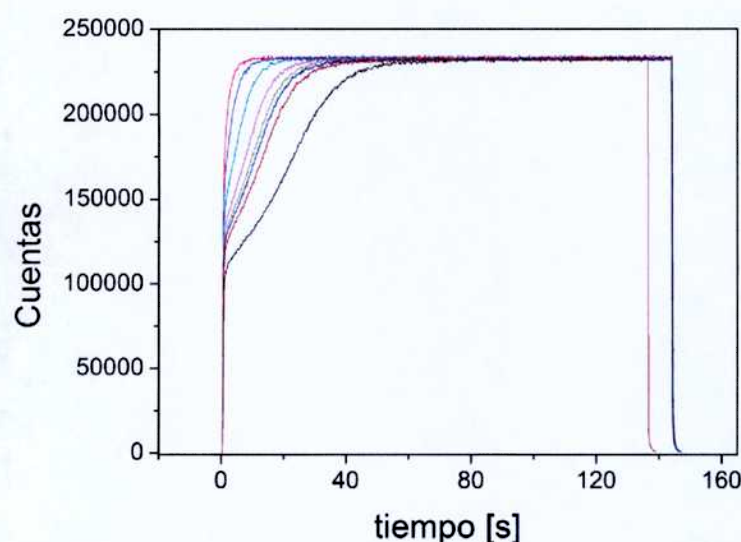


Figura 38. Superposición de las curvas de señal RL posteriores a interrupciones de duración variable a DFd de 80 cm.

4.2.1.3.2 Tasa de dosis superior a la de referencia

La DFd fue de 42.8 cm. El tiempo de cada irradiación fue de 144.6 segundos y las interrupciones fueron de 15, 40, 100, 200 y 400 segundos. El extremo de la punta dosimétrica se ubicó en el centro del campo, entre los colimadores del equipo de Co-60.

En la figura 39 se muestra el resultado del ciclo de mediciones consecutivas con una DFd de 42.8 cm. En la figura 40 se muestra el mismo resultado que en la figura 39 pero haciendo coincidir los instantes iniciales de cada ciclo de irradiación. En este caso se puede observar un incremento muy importante de la señal RL y

que los hombros iniciales característicos casi desaparecen, siendo la diferencia entre las trepadas de las distintas curvas mucho menos notoria. De manera similar al resultado obtenido para una DFd de 80 cm, la señal RL de estabilización es la misma en todos los casos.

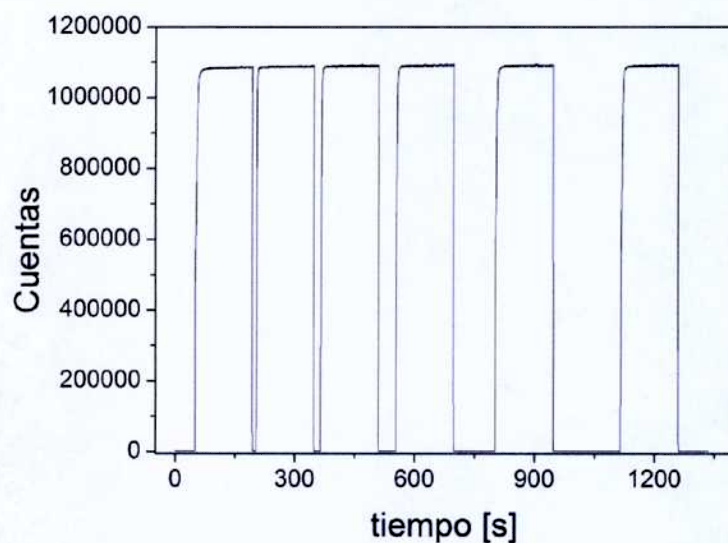


Figura 39. Efecto de la dosis acumulada a mayor tasa de dosis

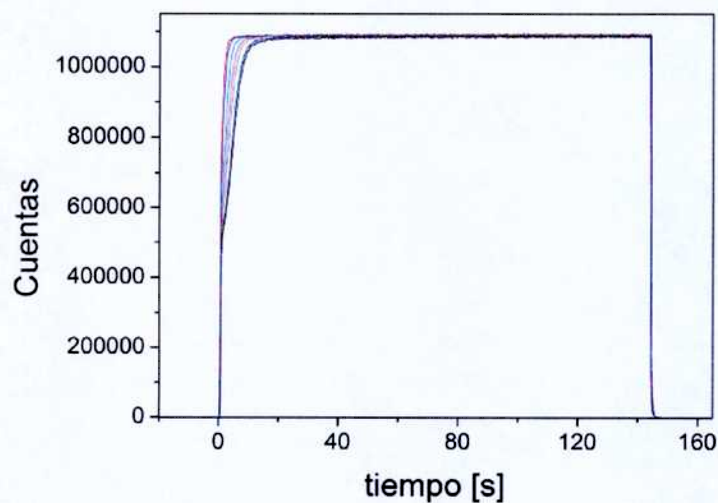


Figura 40. Superposición de las curvas de señal RL posteriores a interrupciones de duración variable a mayor tasa de dosis

4.2.1.4 Linealidad con la dosis

Con esta medición se quiere conocer la respuesta RL del sistema dosimétrico al aumentar el tiempo de irradiación (que es proporcional a la dosis).

La medición se realizó en aire con capuchón para el equilibrio electrónico, con filtro de 610 nm, tamaño de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ y DFd de 80 cm. El tiempo entre irradiaciones fue de 60 segundos (constante) y las irradiaciones fueron de 36.15, 72.30, 108.45, 144.60, 180.75, 217.50 y 290 segundos (Ver figura 41).

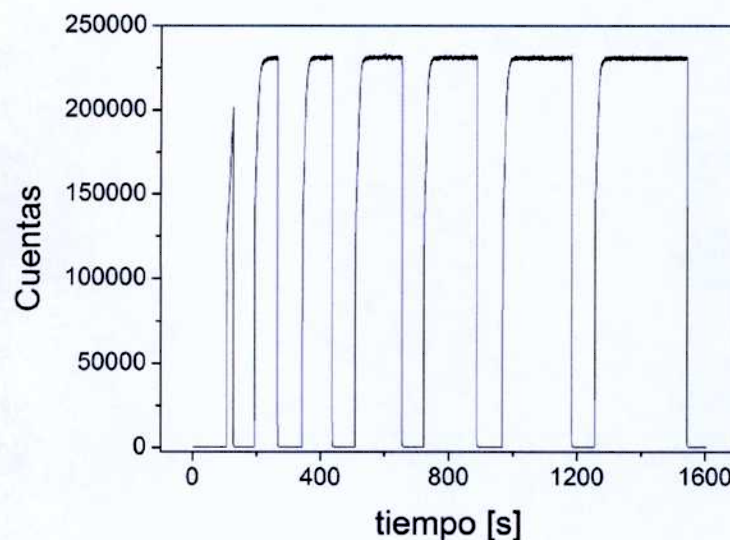


Figura 41. Linealidad con la dosis.

Se puede observar que, coherentemente con las anteriores mediciones, el valor de la intensidad de la señal RL es el mismo, siempre que dicha señal haya llegado a su etapa de estabilización. Una vez en esta etapa, hay reproducibilidad de la señal RL para una misma tasa de dosis. La dosis total se obtendría multiplicando el tiempo total de irradiación por la intensidad de la señal RL en su punto de estabilización, junto con los factores de calibración.

Es importante observar que es necesario un tiempo mínimo de irradiación para que se logre la estabilización. Este tiempo mínimo de estabilización depende de la tasa de dosis del equipo, es decir, a mayor tasa de dosis más rápido se llega a la estabilización de la señal RL. Así que hay un tiempo inicial en el que se dificulta

conocer la dosis, lo que es una limitante del sistema dosimétrico utilizando el ZnSe(Te) como detector. Cuando se aumenta la tasa de dosis, el tiempo para lograr la estabilización es más corto, con esto podría haber una dosis límite por debajo de la cual el tiempo de estabilización es incompatible con los tiempos de tratamiento en radioterapia o, como se dijo, podría ser necesaria una pre-irradiación del detector para garantizar un corto tiempo de estabilización del sistema.

4.2.1.5 Área inicial de la señal RL a diferentes tasas de dosis

La medición se realizó en aire, con el capuchón para equilibrio electrónico, tamaño de campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$, y DFd de 50.8 cm, 65.4 cm, 84.5 cm y 111.8 cm (para irradiar la punta dosimétrica con diferentes tasas de dosis). Como en casos anteriores, el extremo de la punta dosimétrica se orientó en el centro del campo y la FO perpendicular al haz.

Con esta medición se pretende analizar la dependencia de las características de la etapa de trepada de la curva RL, en función de la tasa de dosis. En particular, analizaremos el área de de la parte inicial de la curva de la señal RL al variar la tasa de dosis.

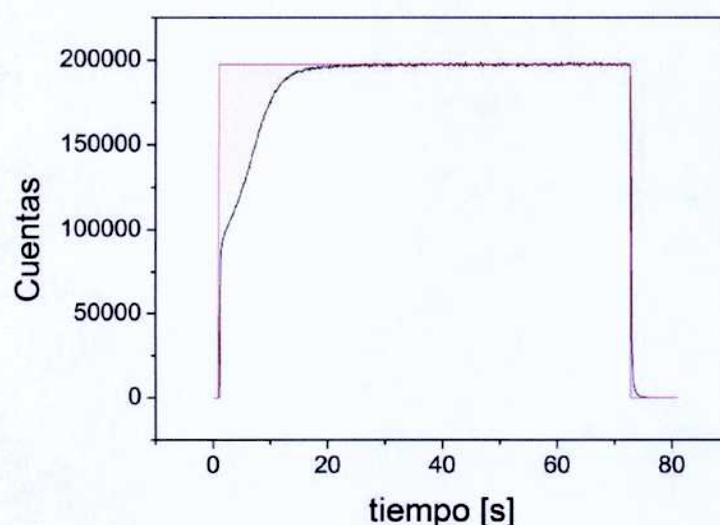


Figura 42. Curva característica del detector de ZnSe(Te) (negro) y señal ideal del mismo detector (rojo). El área *faltante* es la que aparece en color amarillo.

Con fines prácticos para el análisis que sigue, definiremos el área *faltante* de la curva RL como la diferencia entre el área bajo la misma y una función escalón con una intensidad similar a la intensidad RL en la región de estabilización (ver figura 42). Si suponemos que en la región de estabilización la punta dosimétrica de ZnSe(Te) genera una dada intensidad de luz (cps) por unidad de tasa de dosis, podría considerarse al área faltante como la energía que la punta dosimétrica necesita absorber hasta llegar a la etapa de estabilización.

En la figura 43 se puede observar que esta área presenta un aumento monótono a medida que la tasa de dosis aumenta, es decir, a medida que disminuye la DFd. La variación observada es de un 30% para el rango de tasas de dosis estudiado.

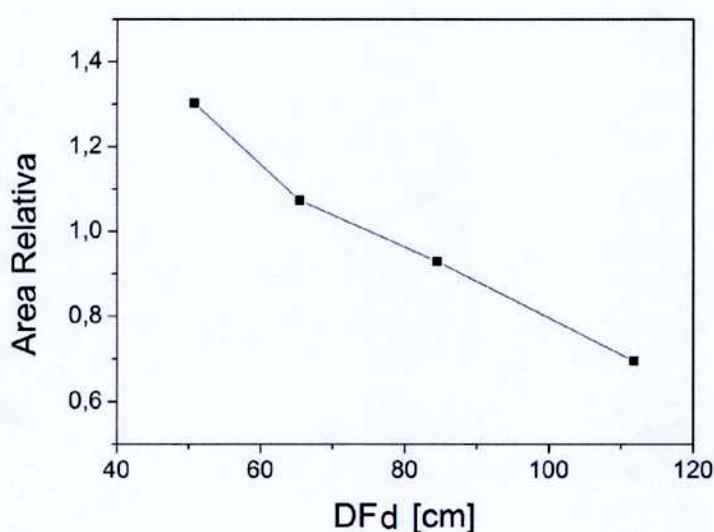


Figura 43. Diferencia de áreas entre señal RL ideal y señal RL característica a diferentes tasas de dosis.

En la figura 44 se muestra el tiempo de estabilización del material en función de la DFd. Vemos que, de manera regular, a mayor tasa de dosis se requiere menor tiempo de estabilización.

El comportamiento regular observado del tiempo de trepada y del área faltante en función de la tasa de dosis resulta de importancia al evaluar la factibilidad de uso del ZnSe(Te) en dosimetría, dado que permite asegurar que el proceso de estabilización de la señal RL es un mecanismo repetitivo que depende de manera unívoca de las condiciones de irradiación, en particular, del valor de la tasa de dosis al que va a ser expuesta la punta dosimétrica.

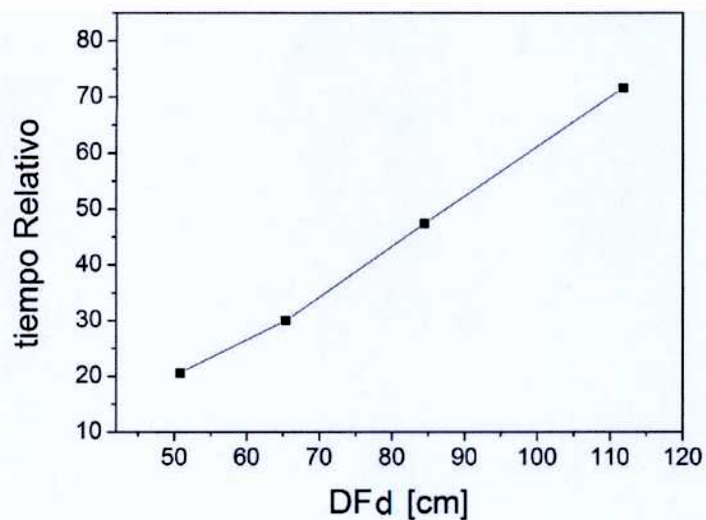


Figura 44. Tiempo de estabilización para diferentes tasas de dosis

4.2.1.6 Perfil de Campo

Con esta medición se quiere comparar la resolución espacial del sistema dosimétrico con la resolución espacial de la cámara de ionización.

La medición se realizó en aire, a DFd 80 cm y tamaño de campo 5 x 5 cm². Ver figura 45.

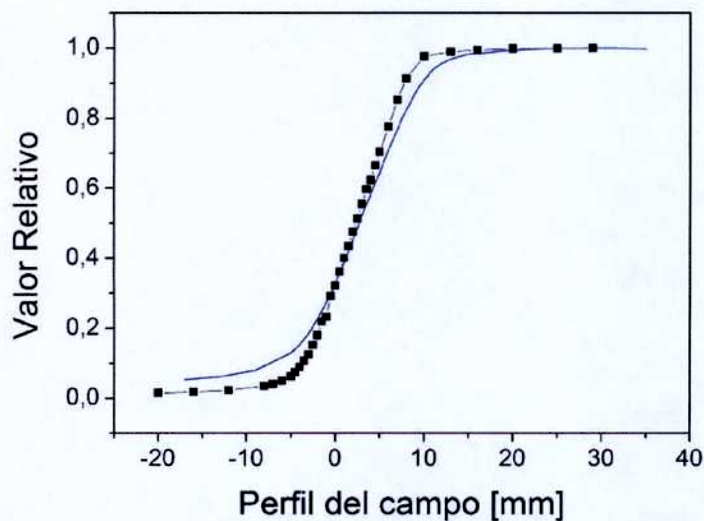


Figura 45. Perfil de campo medido con el sistema de DFO (curva negra) vs cámara de ionización (curva azul).

Se puede observar que se obtiene una mejor resolución espacial con el sistema de DFO que con la cámara de ionización. Esto se debe a que el volumen sensible del detector del sistema DFO es de aproximadamente 1.57 mm^3 (0.00157 cm^3) y el volumen sensible de la cámara de ionización es de 0.6 cm^3 .

4.2.1.7 Mediciones de rendimiento en profundidad

Con esta medición se quiere conocer la respuesta RL de la punta dosimétrica midiendo a diferentes profundidades en agua, así predecir cuál sería su comportamiento en mediciones en tejido, y comparar su comportamiento con el de una cámara de ionización estándar.

Para el caso del sistema DFO se grafica la RL relativa con respecto al máximo de la señal y se compara con el PDD obtenido con cámaras de ionización estándar, que son mediciones ampliamente conocidas y utilizadas en la dosimetría relativa de los equipos de radioterapia, y están perfectamente caracterizadas en la literatura; constituye un estándar contra el cual es conveniente comparar cualquier nuevo dosímetro.

Las mediciones se realizaron en un fantoma de agua, con diferentes configuraciones, como se describe a continuación.

4.2.1.7.1 Tamaño de campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ y DFS 80 cm

El tiempo de irradiación en cada punto fue de 216.9 segundos; las profundidades a las que se midió fueron 0, 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 12, 14, 16, 18, 20, 22, 25, 30, 40, 70, 100, 150 y 159 mm.

En la figura 46 se compara la curva obtenida con la punta dosimétrica con el PDD medido con cámara de ionización. La principal diferencia que se observa es que la curva correspondiente a la punta dosimétrica no presenta un máximo agudo a 5 mm de profundidad, que es lo esperado para la energía del Co-60, sino que su respuesta posee una región de plateau entre los 2 y 30 mm.

Una posibilidad que se debe analizar es si se está saturando la respuesta del detector de ZnSe(Te), ya que la zona de plateau puede ser la consecuencia de una sub-respuesta del material para las tasas de dosis que se alcanzan en el máximo de la curva de rendimiento en profundidad.

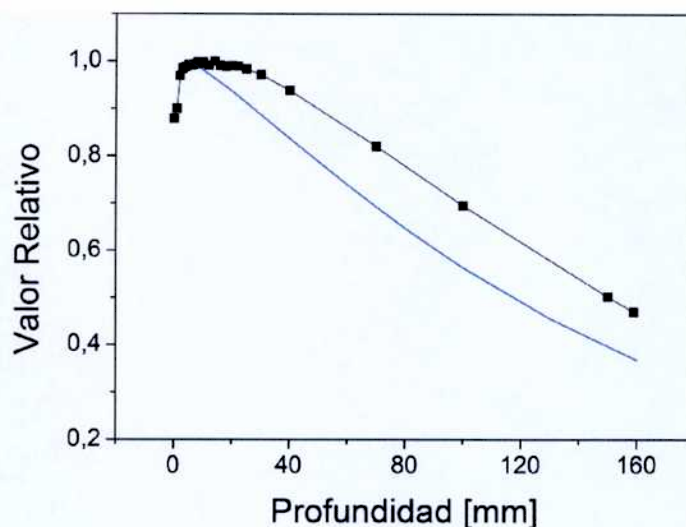


Figura 46. RL relativa obtenido por el sistema dosimétrico (negro) vs PDD obtenida por cámara de ionización (azul), para el equipo de Co-60 con DFS 80 cm y tamaño de campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ (BJR, 1996).

4.2.1.7.2 Tamaño de campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ y DFS 80 cm a menor tasa de dosis

Con esta medición se quiere conocer la respuesta del material centellador disminuyendo la tasa de dosis y verificar si existe alguna saturación en el instrumental o el detector.

Para disminuir la tasa de dosis se interpone una lámina de plomo de 3 mm de espesor a una distancia de 45 cm de la fuente y se repite la configuración antes utilizada. Con la lámina de plomo se logra una menor tasa de dosis y se conserva la calidad del haz (Ver figura 47).

Podemos observar que la región de plateau se repite y sólo hay una pequeña diferencia en la pendiente de la curva a partir de los 30 mm de profundidad. Esto sugiere que no hay saturación.

Con el fin de determinar si el comportamiento anómalo está relacionado con el tamaño del campo y, por lo tanto, con la proporción de radiación secundaria dado que la cantidad de radiación secundaria depende de éste, se obtuvo una curva de rendimiento en profundidad con un tamaño de campo de $5 \times 5 \text{ cm}^2$.

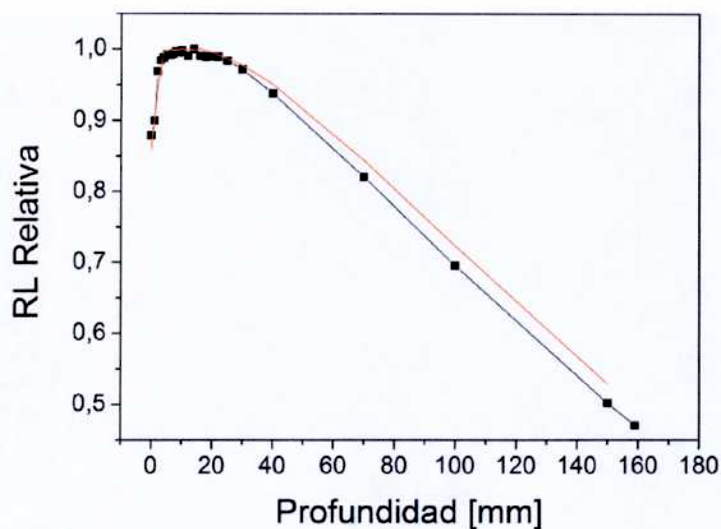


Figura 47. RL Relativa con menor tasa de dosis (negro) vs RL relativa con tasa de dosis a mayor tasa de dosis (naranja), para el equipo de Co-60 con DFS 80 cm y tamaño de campo 10 x 10 cm².

4.2.1.7.3 Tamaño de campo 5 x 5 cm² y DFS 80 cm a menor tasa de dosis

Con esta medición se quiere conocer la respuesta del material a menor tasa de dosis y con tamaño de campo pequeño para tener menor contribución de radiación secundaria. Se realiza nuevamente la medición con la lámina de plomo de 3 mm posicionada a una distancia de 45 cm de la fuente, para comparar el comportamiento de la curva con esta tasa de dosis y más adelante con la tasa de dosis que se obtiene sin interponer la lámina.

Se observa ahora (figura 48) una curva RL relativa similar a la curva de PDD de la cámara de ionización, con un máximo alrededor de los 5 mm de profundidad y una pendiente proporcional. Ya no se observa de manera apreciable el comportamiento anómalo alrededor de la región del máximo, como en el campo de 10 x 10 cm².

Esto sugiere que el sistema dosimétrico podría ser indicado para campos pequeños donde la contribución de la radiación secundaria no constituye un factor importante.

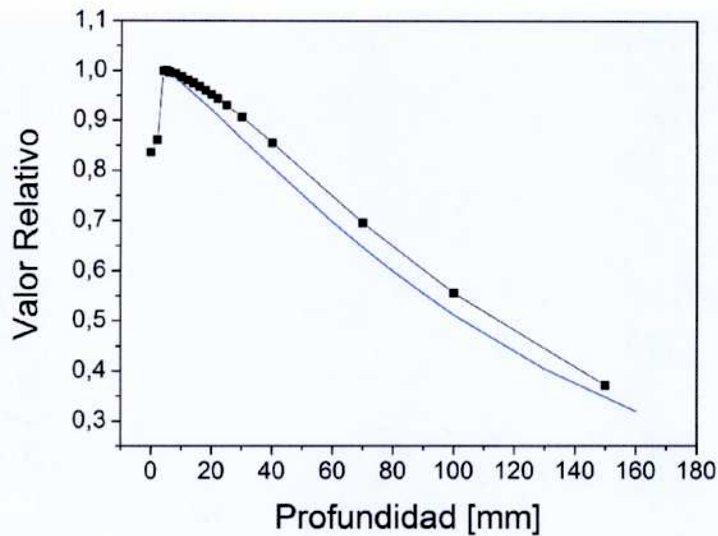


Figura 48. RL relativa obtenida por el sistema dosimétrico (negro) vs PDD obtenido con la cámara de ionización (azul), para el equipo de Co-60 con DFS 80 cm y tamaño de campo 5 x 5 cm² (BJR, 1996).

4.2.1.7.4 Tamaño de campo 5 x 5 cm² y DFS 80 cm a mayor tasa de dosis

Con esta medición se quiere conocer la respuesta del material a mayor tasa de dosis, sin interponer láminas de plomo, pero aun con tamaño de campo pequeño; y así conocer si la curva RL relativa obtenida se conserva a mayores tasas de dosis.

Si se compara la curva RL relativa a mayor tasa de dosis con la obtenida para el mismo tamaño de campo pero a menor tasa de dosis, y la curva de PDD de la cámara de ionización (ver figura 49) se puede observar que sigue existiendo una gran coincidencia, la tasa de dosis afecta poco las mediciones de RL relativa en profundidad, solo una pequeña diferencia se empieza a observar a partir de los 100 mm.

La diferencia promedio entre los valores de RL relativa de la punta dosimétrica y los valores de PDD de la cámara de ionización es 3.88%; considerando que puede mejorar sustancialmente ya que la señal RL no tiene ninguna corrección por punto efectivo ni se aplica ningún modelo que pueda ayudar a mejorar el comportamiento del material.

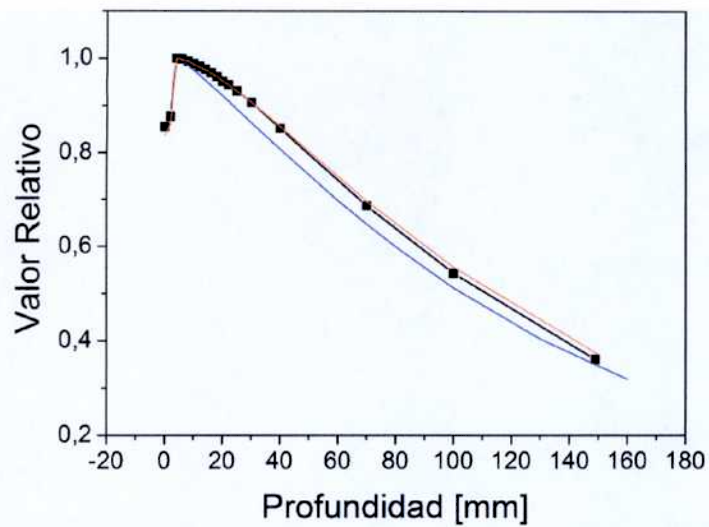


Figura 49. RL relativa a mayor tasa de dosis (negro), a menor tasa de dosis (naranja) y PDD con cámara de ionización (azul), en equipo de Co-60, DFS 80 cm y tamaño de campo 5 x 5 cm² (BJR, 1996).

4.2.1.7.5 Tamaño de campo 4 x 4 cm² y DFS de 64 cm

Con esta medición se quiere conocer la respuesta del material aumentando la tasa de dosis y disminuyendo el tamaño de campo, para disminuir la contribución de radiación secundaria (ver figura 50).

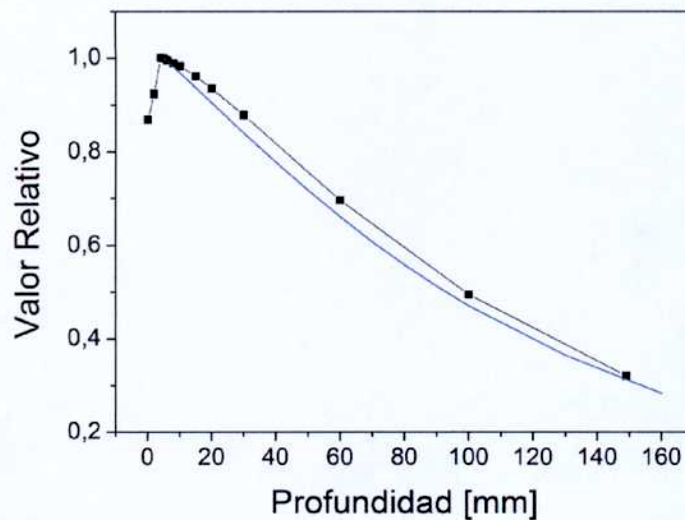


Figura 50. RL relativa obtenida por el sistema dosimétrico (negro) vs PDD obtenido con la cámara de ionización (azul), para el equipo de Co-60 con DFS 64 cm y tamaño de campo 4 x 4 cm² (BJR, 1996).

Podemos observar que continúa acercándose la curva RL relativa a la curva de PDD de la cámara de ionización.

El comportamiento encontrado para el detector de ZnSe(Te) en agua tiene una notable diferencia con la cámara de ionización en los tamaños de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, esto probablemente está relacionado con el alto número atómico efectivo (Z_{ef}) del material al compararlo con el Z_{ef} del agua (o el tejido), pues con éste cambian las probabilidades de ocurrencia de los diferentes fenómenos de interacción de la radiación con la materia.

La respuesta del ZnSe(Te) es dependiente de la energía del haz de radiación y de la radiación secundaria que en el medio se genere. El haz primario está compuesto por fotones provenientes del equipo de Co-60 (1.25 MeV). La radiación secundaria está compuesta por fotones de menor energía dispersados por el medio. En aire y energías altas, superiores a 1 MeV como es el caso de Co-60, la producción de radiación secundaria es muy baja. Pero en agua, la presencia de radiación secundaria aumenta y dado que ésta tiene una importante componente de baja energía, el efecto de un material de alto Z_{ef} se hace más relevante, en especial para mayores tamaños de campo. Esta puede ser la razón por la que a tamaños de campo de $5 \times 5 \text{ cm}^2$ y $4 \times 4 \text{ cm}^2$ el comportamiento del detector se asemeja más al de la cámara de ionización.

4.2.2 Mediciones en el ALE

Con estas mediciones se quiere conocer cuál es el comportamiento de la punta dosimétrica en mediciones a diferentes profundidades en agua y energías de haz de 6 MV y 15 MV. Para estas energías del haz de fotones, se espera que, para un mismo tamaño de campo, la proporción de radiación secundaria sea menor que en el caso de fotones de Co-60.

4.2.2.1 Rendimiento en profundidad en ALE – 6 MV

En cada profundidad se entregaron 100 unidades monitor (UM); las profundidades en las que se midió fueron 10, 12, 13, 14, 15, 16, 17, 20, 25, 30, 50, 70 y 84.7 mm. La DFS fue 100 cm.

4.2.2.1.1 Tamaño de campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$

En esta medición (ver figura 51) se puede observar que para el tamaño de campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ no hay coincidencia con la cámara de ionización. De manera similar a lo observado en Co-60 para este tamaño de campo, se encuentra nuevamente

una curva más ancha con un corrimiento en su máximo y una notable diferencia en las pendientes de ambas curvas.

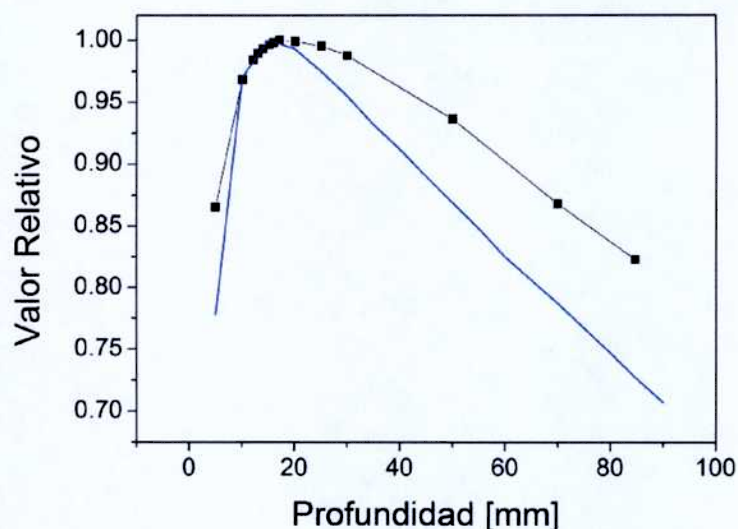


Figura 51. RL Relativa obtenida con el sistema dosimétrico (negra) y PDD de la cámara de ionización (azul), en ALE-6 MV, DFS 100 cm y tamaño de campo 10 x 10 cm².

4.2.2.1.2 Tamaño de campo 5 x 5 cm²

En esta medición (ver figura 52) se puede observar, al igual que se observó anteriormente para los tamaños de campo de 5 x 5 cm², una notable coincidencia de las curvas de RL relativa del sistema de DFO con el PDD de la cámara de ionización.

La diferencia relativa promedio, entre los valores de la RL relativa del sistema de DFO y los valores de PDD de la cámara de ionización, es 0.47%.

Este resultado puede apreciarse como muy positivo si se considera que la señal de RL no tiene ninguna corrección por punto efectivo ni se aplica ningún modelo que pueda ayudar a mejorar el comportamiento del material.

4.2.2.2 Rendimiento en profundidad en ALE – 15 MV

En cada profundidad se entregaron 150 UM; las profundidades en las que se midió fueron 20, 24, 26, 28, 29, 30, 31, 32, 34, 35, 36, 40 y 70 mm. La DFS fue de 100 cm.

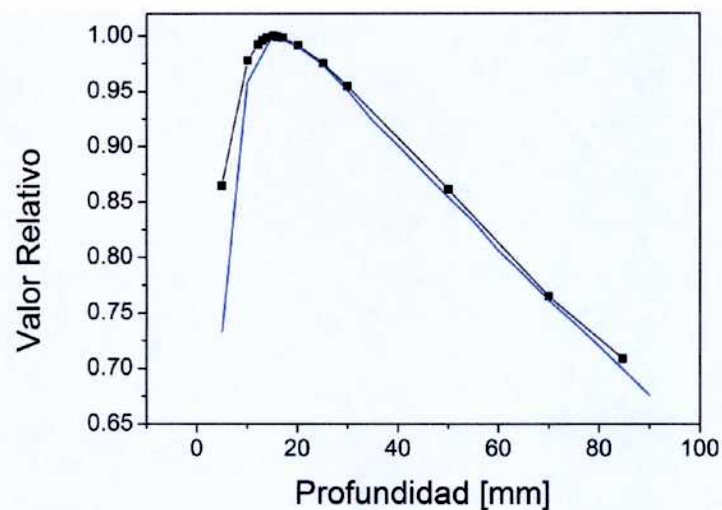


Figura 52. RL Relativa obtenida con el sistema dosimétrico (negra) y PDD de la cámara de ionización (azul), en ALE-6 MV, DFS 100 cm y tamaño de campo $5 \times 5 \text{ cm}^2$.

4.2.2.2.1 Tamaño de campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$

Se puede observar (ver figura 53) que a mayor energía del haz y un tamaño de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ no hay coincidencia con la cámara de ionización.

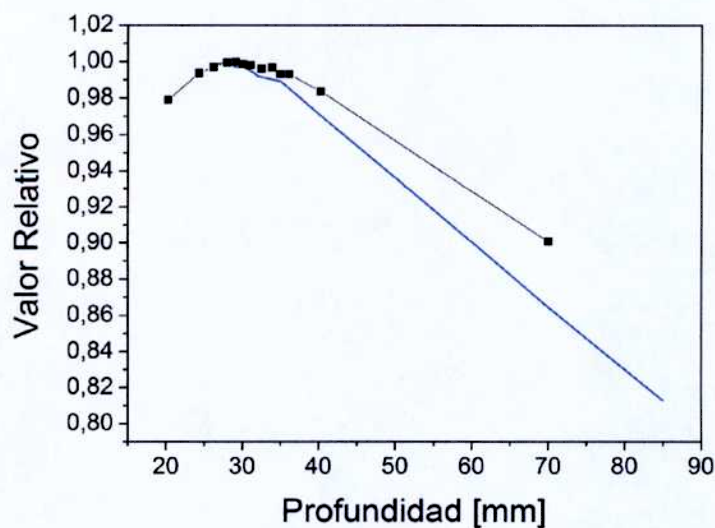


Figura 53. RL Relativa obtenida con el sistema dosimétrico (negra) y PDD de la cámara de ionización (azul), en ALE-15 MV, DFS 100 cm y tamaño de campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

Sin embargo, si comparamos con la figura 51 (pag. 67) encontramos que la diferencia entre la RL relativa del sistema dosimétrico y el PDD de la cámara de ionización es menor para 15 MV que para 6 MV.

Es decir, al aumentar la energía del haz es menor la radiación secundaria que se genera; y por tanto, para el mismo tamaño de campo, el comportamiento del sistema de DFO se asemeja un poco más al de la cámara de ionización en agua, sin alcanzar a ser aceptable.

4.2.2.2.2 Tamaño de campo 5 x 5 cm²

Como se esperaba, con un haz de mayor energía y un tamaño de campo más pequeño, la coincidencia entre el sistema de DFO y la cámara de ionización mejora (ver figura 54).

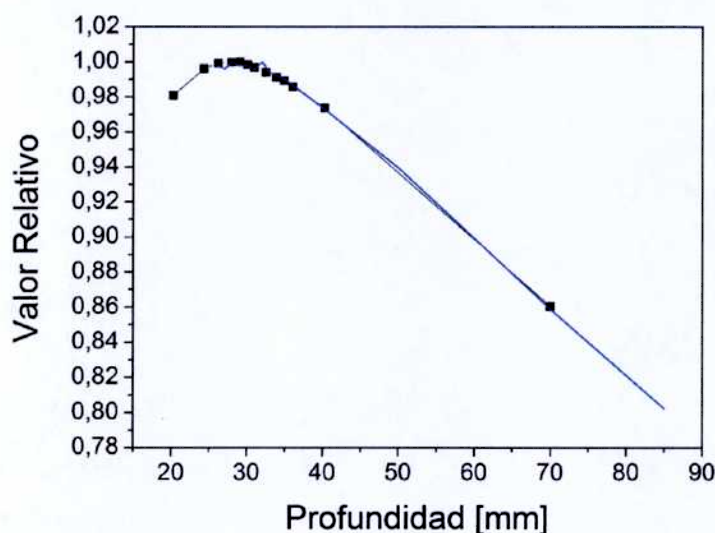


Figura 54. Relativa obtenida con el sistema dosimétrico (negra) y PDD de la cámara de ionización (azul), en ALE-15 MV, DFS 100 cm y tamaño de campo 5 x 5 cm².

Entre los valores de RL relativa del sistema de DFO y los valores de PDD de la cámara de ionización la diferencia relativa promedio es 0.036%, esto considerando que la señal de RL no tiene ninguna corrección.

Con estos resultados podemos considerar factible el uso del sistema dosimétrico en radioterapia para tratamientos con tamaño de campo pequeño y en altas energías.

Como inicialmente se planteó, el Z_{ef} del detector de ZnSe(Te) difiere del agua, lo que implica que el detector tenga una dependencia con la energía. La dependencia con la energía no es un inconveniente nuevo en la dosimetría ya que muchos son los sistemas dosimétricos que lo presentan, a pesar de esto con un adecuado protocolo de calibración puede implementarse el sistema con la precisión y exactitud necesarias en radioterapia.

En trabajos anteriores como el de Molina (Molina, 2010), se ha encontrado un comportamiento anómalo en mediciones en agua para materiales centelladores de alto Z_{ef} incorporados como detectores en un sistema de DFO. Este es el caso del $CsY_2F_7:Tb$, con un Z_{ef} de 50, en el cual se encontró para un tamaño de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, un comportamiento en agua con una región de plateau en el máximo (ver figura 55), como la que se encontró con el ZnSe(Te), que tiene un Z_{ef} de 33.

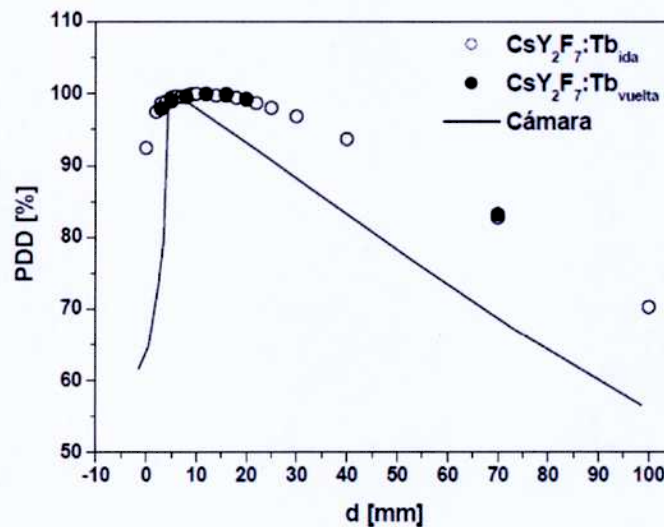


Figura 55. Comparación entre el PDD correspondiente a la cámara de ionización y el fluoruro de cesio itrio. Los círculos abiertos representan los valores de ida y los cerrados a los de vuelta (Molina, 2010).

La influencia de la radiación secundaria de baja energía se presume es el principal causante de este comportamiento, como se encontró en las mediciones realizadas en el presente trabajo; a menores tamaños de campo la respuesta del material en agua se hace más similar al comportamiento de la cámara de ionización, lo que también sucede al aumentar la energía del haz primario. Ya que si se analiza desde un punto de vista teórico, disminuir el tamaño de campo y aumentar la energía del haz primario, son condiciones que implican una reducción en la radiación secundaria, esto consecuentemente lleva a una menor cantidad de radiación de baja energía en el medio y predomina el haz primario de alta energía.

En la figura 56 se puede observar la importancia relativa de los diferentes tipos de interacción de la radiación con la materia en función del Z del material absorbente y de la energía de la radiación.

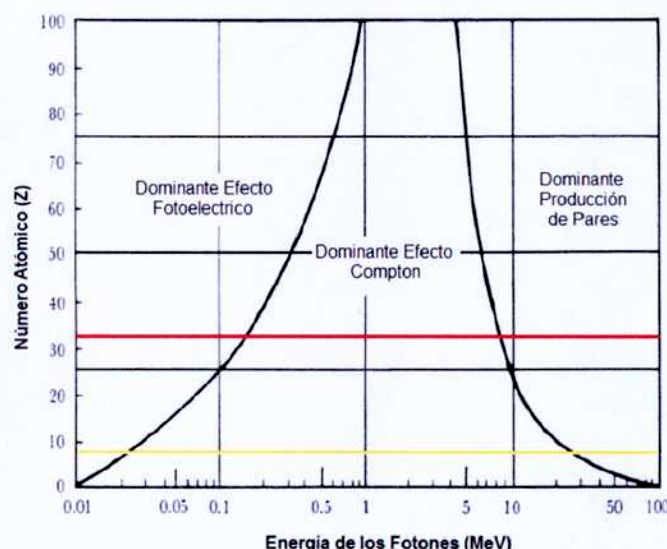


Figura 56. Importancia relativa de los 3 principales tipos de interacciones de los rayos X y gamma con la materia. Z aproximadamente de 33 (rojo) y Z aproximadamente de 7 (amarillo) (Podgorsak, 2005).

Para un material de Z alrededor de 33 la interacción de mayor importancia deja de ser el efecto Compton y pasa a ser el efecto Fotoeléctrico para bajas energía (entre 100 y 200 keV). Para un material de Z alrededor de 7 (como el agua o el tejido) es mucho más amplio el rango de energías en el que predomina el efecto Compton, el efecto fotoeléctrico empieza a ser más importante apenas en energías del orden de los 30 keV. Esta diferencia en la forma de absorber las bajas energías es muy notoria para los Z ya mencionados. Si se observa en la misma figura lo que sucede en las altas energías para estos mismos Z, del orden de 2 MeV y 5 MeV (que son aproximadamente las energías efectivas del ALE de 6 MeV y 15 MeV, respectivamente) la importancia relativa de las diferentes interacciones es similar.

De tal modo que, en haces de energía efectiva entre 1 y 5 MeV típicas en radioterapia es comprensible el comportamiento del material ZnSe(Te). Para grandes tamaños de campo, donde es mayor la cantidad de radiación secundaria su absorción de energía es significativamente diferente a la del agua. Y para pequeños tamaños de campo, y por tanto poca radiación secundaria, su absorción

de energía es similar a la del agua; en estos casos también es importante el tamaño muy pequeño del detector, lo que hace que su Z_{ef} influya mucho menos.

6. CONCLUSIONES

- La señal RL característica de la punta dosimétrica basada en este centellador presenta dos regiones definidas: una región inicial de trepada, en el que la señal aumenta desde un valor nulo hasta un valor de estabilización, y una región de respuesta estable, en el que la señal RL toma un valor constante unívocamente relacionado con la tasa de dosis.
- El tiempo de trepada depende de la tasa de dosis a la que se irradia la punta dosimétrica.
- Es indicativo para la implementación del sistema de dosimetría por fibra óptica con detector de ZnSe(Te) realizar una pre-irradiación del detector antes de ser usado en mediciones para disminuir el tiempo de estabilización de la señal RL.
- La emisión RL del ZnSe(Te) ocurre en la región del rojo (640 nm). Esto permite implementar exitosamente con este material el método de filtrado óptico para reducir el efecto stem a niveles aceptables.
- El sistema de dosimetría por fibra óptica con detector de ZnSe(Te) tiene una resolución espacial mejor que la de la cámara de ionización de 0.6 cm^3 .
- El sistema de dosimetría por fibra óptica con detector de ZnSe(Te) ha mostrado utilidad en radioterapia en la dosimetría de campos pequeños y haces de radiación de alta energía, con lo que sería factible continuar con una etapa de implementación y calibración del sistema dosimétrico en la clínica.

7. TRABAJOS FUTUROS

- Analizar el proceso de emisión RL del detector antes de su estabilización y determinar todas las variables que afectan la estabilización de la señal RL.
- Modelar cómo se produce la emisión RL en el detector de ZnSe(Te) y realizar la simulación en Monte Carlo.
- Medir si las muestra de ZnSe(Te) tienen respuesta termoluminiscente o estimulada ópticamente.
- Determinar la reproducibilidad del sistema con un número de datos que sean estadísticamente significativos.
- Optimizar el capuchón de equilibrio electrónico y analizar detalladamente cómo afecta este la resolución espacial del sistema de DFO.
- Determinar su estabilidad a largo plazo y causas más factibles de daño de los componentes del sistema de DFO.
- Determinar todas las restricciones en el uso del sistema dosimétrico en cuanto a tasa de dosis, dosis y energía del haz de radiación en aire y en agua.
- Analizar el uso de un fotodiodo como detector de la señal RL.
- Realizar mediciones de rendimiento en profundidad en un rango de tamaños de campo que comprenda campos menores al de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ hasta $1 \times 1 \text{ cm}^2$.
- Realizar procedimientos de calibración del sistema dosimétrico.
- Realizar mediciones en fantasmas antropomórficos y dosis típicas de tratamientos de alta complejidad en radioterapia (como IMRT, radiocirugía y Tomoterapia) para verificar planificaciones y realizar dosimetría in-vivo.
- Realizar un estudio de factibilidad del uso del sistema de DFO con detector de ZnSe(Te) en haces de electrones de alta energía.

8. BIBLIOGRAFÍA

- AAPM Report 87. **Diode in vivo dosimetry for patients receiving external beam radiation therapy**. American Association of Physicists in Medicine, College Park, MD, 2005.
- Andersen C E, Marckmann C J, Aznar M C, Botter-Jensen L, Kjaer-Kristoffersen F, Medin J. **An algorithm for real-time dosimetry in intensity- modulated radiation therapy using the radioluminescence signal from $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$** . Radiation Protection Dosimetry 120(1-4), 7-13, 2006.
- Andersen C E, Edmund J M, Medin J, Grusell E, Jain M, Mattsson S. **Medical proton dosimetry using radioluminescence from aluminium oxide crystals attached to optical-fiber cables**. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A 580, 466-468, 2007.
- Andersen C E, Edmund J M, Damkjaer S, Greilich S. **Temperature coefficients for in vivo RL and OSL dosimetry using $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$** . Radiation Measurements 43, 948-953, 2008.
- Andersen C E, Nielsen S K, Greilich S, Helt-Hansen J, Lindegaard J C, Tanderup K. **Characterization of a fiber-coupled $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ luminescence dosimetry for online in vivo dose verification during ^{192}Ir brachytherapy**. Med Phys 36 (3), 2009.
- Andersen C E, Damkjaer S, Kertzscher G, Greilich S, Aznar M C. **Fiber-coupled radioluminescence dosimetry with saturated $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ crystal: Characterization in 6 and 18 MV photon beams**. Radiation Measurements 1-9, 2011.
- Archambault L, Arsenault J, Gingras L, Beddar S, Roy R, et al. **Plastic scintillation dosimetry: Optimal selection of scintillating fibers and scintillators**. Med. Phys. 32 (7), 2005.
- Archambault L, Beddar S, Gingras L, Roy R, Beaulieu L. **Measurement accuracy and Cerenkov removal for high performance, high spatial resolution scintillation dosimetry**. Med. Phys. 33 (1), 2006.
- Archambault L, Briere T, Poenish F, Beaulieu L, Beddat A S. **Toward a true real-time in vivo dosimetry system using plastic scintillators**. Med. Phys. 36(6), 2009.

- Attix F. **Introduction to radiological physics and radiation dosimetry**. Wiley – Interscience Publications, EEUU 1986. ISBN: 0-471-01146-0.
- Aznar M C, Andersen C E, Botter-Jensen L, Back S, Mattsson S, Kjaer-Kristoffersen F, Medin J. **Real-time optical-fibre luminescence dosimetry for radiotherapy: physical characteristics and applications in photon beams**. Phys Med Biol 49, 1655-1669, 2004.
- Aznar M C. **Real time in vivo luminescence dosimetry in radiotherapy and mammography using $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$** , tesis doctoral. Departamento de Investigación en Radiaciones, Laboratorio Nacional Riso. Universidad de Copenhagen. 2005.
- Beddar A S, Mackie T R, Attix F H. **Cerenkov light generated in optical fibres and other light pipes irradiated by electron beams**. Phys Med Biol, 37(4), 925-935, 1992a.
- Beddar A S, Mackie T R, Attix F H. **Water-equivalent plastic scintillation detectors for high-energy beam dosimetry: I. Physical characteristics and theoretical considerations**. Phys Med Biol, 37(10), 1883-1990, 1992b.
- Beddar A S. **A new scintillator detector system for the quality assurance of ^{60}Co and high-energy therapy machines**. Phys. Med. Biol. 39, 253-263, 1994.
- Beddar A S, Kinsella T J, Ikhlef A y Sibata H. **A miniature “Scintillator-Fiberoptic-PMT” Detector system for dosimetry of small fields in stereotactic radiosurgery**. IEEE Transactions on Nuclear Science 48(3), 924-928, 2001.
- Beddar A S, Briere TM, Mourtada F A, Vassiliev O N, Liu H H y Mohan R. **Monte Carlo calculations of the absorbed dose and energy dependence of plastic scintillators**. Med. Phys. 32(5), 1265-1269, 2005.
- British Journal of Radiology (Revista Británica de Radiología), Suplemento 25. **Central Axis Depth Dose Data for Use in Radiotherapy**. Instituto Británico de Radiología e Institución de Física e Ingeniería en Medicina y Biología. Londres, 1996.

- Chen L, Che L-X, Sun H, Huang S, Sun W, et al. **Measurements and comparisons for data of small beams of linear accelerators**. Chinese Journal of Cancer 28(3), 272-276, 2009.
- Chen T. **Scintillator wavelength influence in an optical dosimeter**, tesis de Maestría. Departamento de Física y Astronomía. Universidad de Canterbury. 2006.
- Cheung T, Butson MJ, Yu PK. **Energy dependence corrections to MOSFET dosimetric sensitivity**. Australas Phys Eng Sci Med 32, 16-20, 2009.
- Clift M, Sutton R, Webb D. **Dealing with Cerenkov radiation generated in organic scintillator dosimeters by bremsstrahlung beams**. Phys. Med. Biol. 45, 1165-1182, 2000.
- Clift M A, Johnston P N, Webb D V. **A temporal method of avoiding the Cerenkov radiation generated in organic scintillator dosimeters by pulsed mega-voltage electron and photon beams**. Phys. Med. Biol. 47, 1421-1433, 2002.
- Damkjaer S, Andersen C E, Aznar M C. **Improved real-time dosimetry using the radioluminescence signal from $Al_2O_3:C$** . Radiation Measurements 43, 893-897, 2008.
- Diamant P. **Wave transmission and fibers optics**. Macmillan publishing company. 1990. ISBN: 0-02-328761-6.
- Edwards C R, Grieveson M H, Mountford P J, Rolfe P. **A survey of current in vivo radiotherapy dosimetry practice**. Br J Radiol 70, 299-302, 1997.
- Essers M, Mijheer B. **In vivo dosimetry during external photon beam radiotherapy**. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 43(2), 245-259, 1999.
- Frelin A M, Fontbonne J M, Ban G, Batalla A, Colin J, Isambert A, Labalme M, Leroux T, Vela A. **A new scintillating fiber dosimeter using single optical fiber and a CCD camera**. IEEE Transactions and Nuclear Science 53(3), 1113-1117, 2006.
- Goettmann W, Wulf F, Korfer M, Kuhnenn J. **Beam loss position monitor using Cerenkov radiation in optical fibers**. Proceedings of DIPAC, 2005.

- Guylaine A, Archambault L, Gingras L, Lacroix F, Beddar A S, Beaulieu L. **Surface preparation and coupling in plastic scintillator dosimetry.** Med. Phys. 33(9), 3519-3525, 2006.
- Halperin E, Perez C, Brady L. **Perez and Brady's Principles and Practices of Radiation Oncology.** Lippincott Williams and Wilkins. 2008.
- IAEA, Reporte técnico N° 398. **Determinación de la dosis absorbida en radioterapia con haces externos.** Viena, 2005.
- ICRU (International Commission on Radiations Units and Measurements) report 62. **Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy.** Supplement to Technical report 50, 1999.
- Ishikawa M, Bengua G, Sutherland K L, Hiratsuka J, Katoh N, Shimizu S, Aoyama H, Fujita K, Yamazaki R, Hōrita K, Shirato H. **A feasibility study of novel plastic scintillation dosimetry with pulse-counting mode.** Phys Med Biol 54, 2079-2092, 2009.
- Ismail A, Pittet P, Lu G N, Galvan J M, Giraud J Y, Balosso J. **Implantable in vivo dosimetric probe base on GaN radioluminescence.** IFMBE Proceedings 25/I, 167-171, 2009.
- Johns H E, Cunningham J R. **The Physics of Radiology.** Fourth Edition. Charles C Thomas Publisher. 1969.
- Justus B L, Falkenstein P, Huston A L, Plazas M C, Ning H, Miller R W. **Gated fiber-optic-coupled detector for in vivo real-time radiation dosimetry.** Appl. Opt. 43(8), 1663-1668, 2004.
- Khan F M. **Physics of Radiation Therapy.** Third Edition. Lippincott Williams and Wilkins. 2003.
- Knoll G. **Radiation detection and measurement.** Second Edition. John Wiley & Sons. 1989.
- Lacroix F, Beddar A S, Guillot M, Beaulieu L, Gingras L. **A design methodology using signal-to-noise ratio for plastic scintillation detectors design and performance optimization.** Med. Phys. 36(11), 2009.

- Lacroix L, Beaulieu L, Archambault, Beddar A S. **Simulation of the precision limits of plastic scintillation detectors using optimal component selection.** Med. Phys. 37(2), 2010.
- Lambert J, McKenzie D R, Law S, Elsey J, Suchowerska N. **A plastic scintillation dosimeter for high dose rate brachytherapy.** Phys. Med. Biol. 51(21), 5505-5516, 2006.
- Lambert J, Yin Y, McKenzie D R, Law S, Suchowerska N. **Cerenkov-free scintillation dosimetry in external beam radiotherapy with an air core light guide.** Phys. Med. Biol. 53(11), 3071-3080, 2008.
- Lambert J, Yin Y, Mckenzie D R, Law S H, Ralston A, Suchowerska N. **A prototype scintillation dosimeter customized for small and dynamic megavoltage radiation fields.** Phys Med Biol 55, 1115-1126, 2010.
- Létourneau D, Pouliot J, Roy R. **Miniature scintillating detector for small radiation therapy.** Med Phys 26 (12), December 1999.
- Marckmann C J, Aznar M C, Claus E A, Botter-Jensen L. **Influence of the Stem effect on Radioluminescence signals from optical fibre $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ dosimeters.** Radiation protection dosimetry, 119, No. 1-4, 363-367, 2006.
- Molina P. **Caracterización de materiales radioluminiscentes y su aplicación a la dosimetría por fibra óptica**, tesis doctoral. Facultad de Ciencias Exactas. Universidad Nacional del Centro de la Provincia de Buenos Aires. 2010.
- Mones E, Veronese I, Moretti F, Fasoli M, Loi G, Negri E, Brambilla M, Chiodini N, Brambilla G, Vedda A. **Feasibility study for the use of Ce^{3+} -doped optical fibres in radiotherapy.** Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A 562, 449-455, 2006.
- Morales J E. **The development of a plastic scintillator for radiotherapy dosimetry**, tesis de Maestría. Departamento de Ingeniería Física. Universidad de Wollongong. 2008.
- Nitzling K D. **Characterization of a fiber optic coupled dosimeter for clinical electron dosimetry**, tesis de Maestría. Departamento de Ingeniería Nuclear y Física de las Radiaciones en Salud. Universidad del Estado de Oregon. 2010.

- Noel A, Aletti P, Bey P, Malissard L. **Detection of errors in individual patients in radiotherapy by systemic in vivo dosimetry.** Radiotherapy and oncology 34, 144-151, 1995.
- Pittet P, Lu G N, Galvan J M, Loisy J Y, Ismail A, Giraud J Y, Balosso J. **Implantable real-time dosimetric probe using GaN as scintillation material.** Sensors and Actuators A 151, 29-34, 2009.
- Podgorsak E. **Radiation oncology physics: A handbook for teachers and students.** IAEA. Viena, 2005. ISBN: 92-0-107304-6.
- Podgorsak E. **Radiation physics for medical physicist, biological and medical physics, biomedical engineering.** Ed. Springer, 2010. ISBN: 978-3-642-00874-0.
- Rubio B. **Introducción a la ingeniería de la fibra óptica.** Eddison Wesley Iberoamericana. 1994. ISBN: 0-201-62199-1.
- Suchowerska N, Lambert J, Nakano T, Law S, Elsey J, McKenzie D. **A fibre optic dosimeter customized for brachytherapy.** Radiation Measurements 42, 2007.
- Suchowerska N, Jackson M, Lambert J, Yin Y B, Hruby G, Mckenzie D. **Clinical trials of urethral dose measurements system in brachytherapy using scintillation detectors.** Int J Radiation Oncology Biol Phys 79(2), 609-615, 2011.
- Tanyi J, Krafft S, Ushino T, Huston A, Justus B. **Performance characteristics of a gated fiber-optic-coupled dosimeter in high-energy pulsed photon radiation dosimetry.** Appl. Radiat. Isot. 68(2), 364-369, 2010.
- Tanyi J, Nitzling K, Lodwick C, Huston A, Justus B. **Characterization of a gated fiber-optic-coupled detector for application en clinical electron beam dosimetry.** Med Phys 38 (2), 2011.
- Yin Y, Lambert J, Yang S, McKenzie D, Jackson M, Suchowerska N. **A self-checking fiber optic dosimeter for monitoring common errors in brachytherapy applications.** Med. Phys. 36(7), 2009.

10. AGRADECIMIENTOS

Quiero agradecer a muchas personas que han contribuido a este trabajo:

A mi esposo, mis padres, mis hermanos, mis abuelos y toda mi familia porque son el pilar fundamental de mi vida y el motivo de mi esfuerzo diario, su apoyo incondicional me permitieron venir a otro país a desarrollarme profesionalmente y seguir mis sueños.

A Martín y Diana, mis directores, por su trabajo y apoyo constante; siempre encontré en ellos una guía, una recomendación, una oportunidad para continuar; infinitas gracias por confiar en mí y por permitirme aprender de su experiencia.

Al Grupo de Óptica de Sólidos del Instituto de Física Arroyo Seco, al Dr. Eduardo y al Dr. Pablo, por sus comentarios y recomendaciones.

A todas las personas del IFAS, por su acogida, porque hicieron muy grata mi estadía en Tandil.

Al servicio de Radioterapia del Sanatorio Tandil S.A. a las técnicas Silvia y Carolina, por su ayuda y paciencia que fueron indispensables en las largas jornadas de mediciones.

Al Instituto de Oncología Ángel Roffo, al técnico Miguel, también por su ayuda y paciencia.

A la Universidad de Buenos Aires, a Diana y Mariana, por su esfuerzo y trabajo en la Maestría en Física Médica.

A la Universidad del Centro de la Provincia de Buenos Aires por permitirme un espacio en su Institución.